

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR MUND-, KIEFER- UND
GESICHTSCHIRURGIE

DIREKTOR: PROF. DR. DR. T. E. REICHERT
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**VERGLEICHENDE THERMOGRAFISCHE STUDIE ZUR
TEMPERATURENTWICKLUNG IM KORTIKALEN KNOCHEN BEIM FRÄSEN
EINES IMPLANTATLAGERS**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

Vorgelegt von
Ulrich Peter Bastian Haid

2012

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR MUND-, KIEFER- UND
GESICHTSCHIRURGIE

DIREKTOR: PROF. DR. DR. T. E. REICHERT
DER MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

**VERGLEICHENDE THERMOGRAFISCHE STUDIE ZUR
TEMPERATURENTWICKLUNG IM KORTIKALEN KNOCHEN BEIM FRÄSEN
EINES IMPLANTATLAGERS**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der medizinischen Fakultät
der Universität Regensburg

Vorgelegt von
Ulrich Peter Bastian Haid

2012

1. Dekan: Prof. Dr. Dr. Torsten E. Reichert

1. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. T. E. Reichert

2. Berichterstatter: Prof. Dr. Dr. P. Proff

Tag der mündlichen Prüfung: Montag, 14. Mai 2012

Inhaltsverzeichnis:

1	Einleitung	1
1.1	Problemstellung	2
1.2	Osseointegration	4
1.3	Wärmeentwicklung beim Bohren	5
	Folgen der Wärmeentwicklung	5
1.4	Studienübersicht	10
1.4.1	Versuch von d`HOEDT	12
1.5	Wärmebildkamera/Infrarotkamera	13
1.6	Aufbereitung des Implantatbettes.....	14
1.6.1	Faktoren bei der Aufbereitung des Implantatbettes:.....	15
1.7	Bohrertypen	23
2	Material und Methoden	28
2.1	Vorversuch	28
2.2	Hauptversuch	28
2.3	Implantatbohrer	29
2.3.1	Material der Implantatbohrer	34
2.4	Probekörper: Schweinerippen	34
2.5	Wärmebildkamera EC 060V (Trotec [®] , Deutschland)	36
2.6	Bohrerantrieb und Winkelstück	37
2.7	Schienensystem und Probenfixierung	37
2.8	Versuchsaufbau	40
2.9	Versuchsdurchführung	41
2.9.1	Messung	42
3	Ergebnisse	43
3.1	Definition der verwendeten Begriffe	43
3.2	Ergebnisse der Temperaturdifferenzmessung ΔT (°C)	44
3.3	Ergebnisse der Bohrzeiten	48
3.4	Ergebnisse der Pilotbohrungen in Sekunden	51
3.5	Kortikalisdicke der Probekörper in Millimetern bei 60 und 800 UPM	55
4	Diskussion	58
4.1	Diskussion der Methode	58
4.2	Diskussion der Ergebnisse	61
	Zusammenfassung	68
6	Literatur	69

1 Einleitung

Der Ersatz von fehlenden oder verlorengegangenen Zähnen durch implantatgetragen Zahnersatz gehört heutzutage zu den praxisreifen Verfahren der modernen Zahnheilkunde und wurde schon 1982 [im Statement *Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde* (DGZMK)] wissenschaftlich anerkannt. [1] Enossale Implantate werden in der Zahnmedizin zur Versorgung von Zahnlücken, teilbezahnten oder zahnlosen Kiefern verwendet. Sie bieten dem Therapeuten eine deutliche Erweiterung des Behandlungsspektrums im Hinblick auf den Zahnersatz und dessen Abstützung. Diese erweiterten Möglichkeiten äußern sich durch eine verbesserte Fixierung des Zahnersatzes im Mund des Patienten und führen damit unter Umständen zu einer für den Patienten deutlich gesteigerten Lebensqualität. Bei Einzelzahnlücken müssen für eine konventionelle prothetische Versorgung beide, oftmals gesunde Nachbarzähne präpariert werden, um die Rekonstruktion mit einer Brücke zu ermöglichen. Mit Hilfe eines enossalen Implantates kann man eine künstliche Wurzel, beispielsweise aus einer Titanlegierung zwischen die Wurzeln der Nachbarzähne, implantieren, die es erlaubt, den Defekt in der Zahnreihe mittels einer Suprakonstruktion zu schließen. Diese Therapie erfolgt am Ort der Störung, ohne benachbarte Zähne zu verletzen. Im Seitenzahngebiet lassen sich ganze Stützzonenverluste über eine von Implantaten getragene Brücke wiederherstellen. Besondere Bedeutung kommt auch der Versorgung von Patienten mit zahnlosen Kiefern zu. Hier ist es, insbesondere im Unterkiefer, oft sehr schwierig, einen suffizienten Prothesenhalt allein aufgrund von Adhäsionskräften zu erzielen. Vor allem, wenn im Unterkiefer im Verlauf der Zeit die Kieferkämme stark atrophiert sind, ist eine deutliche Verbesserung des Zahnersatzes zu erzielen, wenn auf Implantaten verankerte Stege, Doppelkronen oder sonstige Anker eingesetzt werden können.

Wenngleich die Erfolgsraten der enossalen Implantation heute sehr hoch sind, ist es lohnend, die Ursachen der verbleibenden Misserfolge zu erforschen und letztere dann zu vermeiden. Thermische Schäden am Knochen durch den Implantationseingriff werden hierbei ursächlich diskutiert.

1.1 Problemstellung

Um eine sichere Einheilung und Verankerung des Implantats im Lagerknochen zu erzeugen, ist seine direkte Osseointegration [2] eine unabdingbare Voraussetzung. Um diese zu erreichen, ist eine möglichst schonende Aufbereitung des Implantatbettes erforderlich, damit es im angrenzenden Knochen nicht zu einem traumatisierenden Temperaturanstieg kommt. Die Temperaturerhöhung entsteht beim Bohren durch den physikalischen Prozess der Bohrreibung, also den Eintrag mechanischer Energie, die in Wärme umgewandelt wird. Der Anteil der Wärme, der nicht mit den Bohrspänen abgeführt wird, heizt das knöcherne Lager auf und kann es, wenn der physiologische Temperaturbereich überschritten wird, langfristig schädigen.

LUNDSKOG [3] konnte zeigen, dass die Hitzenekrose von der Temperatur und der Einwirkzeit abhängig ist. Nach Erkenntnissen seiner Arbeitsgruppe führt eine Temperaturerhöhung des Knochens auf über 60°C, auch für eine kurze Zeitspanne, zu bleibenden Schäden. In späteren Studien [4] gehen die Autoren davon aus, dass es schon ab einer Temperatur des Knochens von über 56 °C zu einer bleibenden Schädigung kommt, da die alkalische Phosphatase bei dieser Temperatur denaturiert wird. Die alkalische Phosphatase hat wesentliche Funktionen beim Knochenaufbau.

BONFIELD und LI [5] beschreiben eine irreversible Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften des Knochens sogar schon bei Erhitzung auf über 50 °C. Die hier vermutete Ursache liegt in einer Veränderung der Struktur des Kollagens und einer Schwächung der Bindung zwischen Kollagen und Hydroxylapatit.

Nach den Studien von ERIKSSON et al. [6] [7] [8] mit der sogenannten *bone growth chamber* hat sich aber schon bei einer physiologischen Temperaturgrenze von 47 °C für die Dauer von 1 Minute gezeigt, dass eine Verschlechterung der Knochenregeneration auftreten kann und damit die angestrebte Einheilung des Implantates gefährdet wird. Die Versuche bedienten sich einer ausgeklügelten vitalmikroskopischen Technik, bei der Kaninchen ein spezielles Titanimplantat in die proximale Tibiametaphyse eingepflanzt wurde, das über eingeklebte Glasstäbe die Beobachtung eines 100 µm dicken, in einen Hohlraum eingewachsenen Knochenareals *in vivo* erlaubte.

Drei Gruppen wurden dabei untersucht: a) Erhitzung auf 47 °C sowie b) auf 50 °C für eine Minute und c) Erhitzung auf 47 °C für fünf Minuten. Die Autoren konnten zeigen,

dass nach drei Wochen eine Knochenresorption von 10 % in Gruppe a) sowie von 30 % in den Gruppen b) und c) auftrat. Der resorbierte Knochen wurde im Wesentlichen durch Fettzellen ersetzt.

Die langfristige Stabilität des Implantates ist zunächst auf die aktive Einheilung im Knochen und optimale Bedingungen dafür angewiesen. Daher ist ein atraumatisches Vorgehen bei effizienter Kühlung des Knochens von erheblicher Bedeutung. Trotz einer vorsichtigen Vorgehensweise kann es in der alltäglichen Praxis zu Einheilungsproblemen bei Implantaten kommen, eine mögliche Ursache könnte eine akzidentell aufgetretene Überhitzung des Knochens sein.

Ziel dieser Studie ist es, konkrete Faktoren bzw. Parameter auf der Seite des Bohrers (Typ, Design, Drehzahl) zu untersuchen, die einen Einfluss auf die Temperaturentwicklung beim Bohren des Implantatlagers haben können, um einen Eindruck von den qualitativen und quantitativen Folgen am Knochen zu bekommen. Letztendlich können effektive Gegenmaßnahmen nur getroffen werden, wenn die Ursachen qualitativ und quantitativ geklärt sind.

1.2 Osseointegration

Wie bereits erwähnt, ist das Ziel jeder Implantation die knöcherne Einheilung des Implantates nach dem Prinzip der Osseointegration. Dieser Begriff wurde bereits 1969 von BRÄNEMARK im Rahmen der Entwicklung enossaler Implantate geprägt. Bei der Osseointegration lagert sich der lebendige Knochen spaltfrei (auf der lichtmikroskopischen Ebene) an die Oberfläche des alloplastischen Materials an [2] und ermöglicht durch Mikro- und Makroretentionen an der Oberfläche des Implantates eine feste Verankerung im knöchernen Gewebe. Die Langlebigkeit dieser Verbindung konnte durch eine Vielzahl von Studien bewiesen werden [9] [10] .

SCHRÖDER beschreibt die Einheilung des Implantates als „funktionelle Ankylose“ und versteht darunter eine dauerhaft lasttragende funktionelle Verbindung des Implantates mit dem Knochen [11]. Ein optimaler Einheilungserfolg ist nach JACOBSSON [12] von folgenden Faktoren abhängig:

- Biokompatibilität des Implantatmaterials
- makro- und mikroskopische Struktur der Implantatoberfläche
- physiologische Bedingungen im Implantatbett (Blutzirkulation, keine Infektion)
- eine nur minimal traumatisierende Chirurgie bei der Implantation
- keinerlei Belastung während des Heilungsprozesses, Vermeidung von Scherkräften am knöchernen Implantatinterface
- adäquate Gestaltung der Prothese und angemessene Langzeitbelastung

1.3 Wärmeentwicklung beim Bohren

Der erste Hauptsatz der Thermodynamik wurde von dem Arzt Julius Robert von Maier (1814-1878) formuliert. Dieser gilt als die Grundlage für den Energieerhaltungssatz. Die Theorie besagt, dass sich Bewegungsenergie vollständig in Wärme umwandeln lässt. Bei der Aufbereitung des Knochens gelten natürlich auch diese physikalischen Grundgesetze der Energieerhaltung. Elektrische Energie treibt den Implantatmotor an, dieser wandelt die Energie in eine Rotation (Bewegungsenergie) des Bohrers um. Letztendlich trifft der Bohrer auf den Knochen und erzeugt beim Kontakt Reibung, was zu einer Temperaturerhöhung des Werkstücks (Knochen) und des Bohrers führt. Hierbei wird ein Großteil der eingebrachten Energie in Wärme umgewandelt. Gleichzeitig werden Teile der Bewegungsenergie bei der Spanabfuhr und der Verformung der Späne verbraucht [13] .

Folgen der Wärmeentwicklung

Der menschliche Organismus unterliegt der Homöostase, ist auf spezielle Bedingungen optimiert und reagiert empfindlich auf Veränderungen. Ein Teil der Proteine der Erythrozyten werden bereits bei $>42\text{ °C}$ denaturiert [14]. Bei der Denaturierung wird die Tertiärstruktur der Proteinfaltung aufgehoben und unwiederbringlich zerstört. Die hitzeempfindlichen Bestandteile des Knochens, wie Proteine und Enzyme, werden ab einer gewissen Temperatur denaturiert und damit auch irreversibel geschädigt. Der Grad der Schädigung hängt vor allem vom pH-Wert des Gewebes, von der Höhe der Temperatur und von der Dauer der Wärmeeinwirkung auf das Gewebe ab [15] [3] .

Aufgrund der Mikrozirkulation [16] sind die schädigenden Temperaturen im Knochen höher anzusiedeln als im Blut. Es wird heute angenommen, dass es bereits ab einer Temperatur von 47 °C über die Dauer von 1 Minute zu Störungen in der Knochenregeneration kommt [8]. Die kritische Temperatur im Knochen, die zur Denaturierung der Proteine und einer Nekrose im angrenzenden Gewebe führt, wird nach ZOLLINGER und nach ERIKSSON etwas unterschiedlich, bei 50 °C bzw. 47 °C angegeben [17] [8] .

Um die sichere Einheilung von Implantaten durch Osseointegration zu gewährleisten, sollten deswegen *in vivo* deutlich niedrigere Spitzentemperaturen angestrebt werden.

In drei tierexperimentellen Studien an Kaninchen von ERIKSSON und ALBREKTSSON (1982-1984) wurde die Auswirkung von Wärme auf die Regeneration des Knochens untersucht. Die Ergebnisse sorgen für ein besseres Verständnis über die Folgen thermischer Belastung mit verschiedenen hohen Temperaturen und unterschiedlichen Einwirkzeiten auf die Knochenregeneration.

In der ersten Studie von ERIKSSON et al. im Jahr 1982 [6] wurden bei fünf lebenden Kaninchen Titanimplantate mit eingeklebten Glasstäben in die Tibia implantiert.

Das Implantat, die sogenannte *bone growth chamber*, war so gestaltet, dass eine 100 µm dicke Knochenschicht über eine Öffnung in das Implantat einwachsen konnte. Die Knochenschicht konnte durch die Glasstäbe transilluminieren und beobachtet werden. Nach einer Einheilungsphase von 8-10 Wochen wurden das Implantat und der angrenzende Knochen über ein Thermoelement für eine Minute auf 53 °C erhitzt. Gleichzeitig wurden über das sogenannte Vitalmikroskop, das auf den eingewachsenen Knochen fokussiert war, die vaskulären Veränderungen aufgezeichnet.

Die Autoren konnten dabei folgende Gewebereaktion beobachten:

- bei 40 °C wurde eine Hyperämie der Gefäße registriert.
- bei 53 °C kam es zum Erliegen der Blutzirkulation.
- Eine Stunde nach Erhitzung kam es schrittweise wieder zum Blutfluss in den meisten Gefäßen, mit fast derselben Strömungsgeschwindigkeit wie zuvor.
- Zwei Tage nach Erhitzung gab es kein Anzeichen mehr für eine Blutzirkulation, es wurden hämolysiertes Blut im Gewebe gesehen.
- Nach einer Woche waren die meisten zerstörten Gefäße verschwunden und neue Gefäße wuchsen ein. Diese Gefäße waren kleiner und unreif.
- Nach drei Wochen war das hämolysierte Blut vollständig verschwunden, die Blutzirkulation stagnierte nicht mehr und man konnte zwischen Arteriolen und Venolen differenzieren.
- Nach 4-5 Wochen war es nicht mehr möglich, einen Unterschied zur Ausgangssituation zu erkennen.

Im Bindegewebe des Lamellenknochens wurde eine Veränderung der Fettzellen registriert. Nach zwei Tagen zeigten diese einen nekrotischen Aspekt und nach drei Wochen waren die Meisten von ihnen resorbiert. Gleichzeitig fand ein Knochenabbau statt. Nach weiteren 4-5 Wochen hatte die Fettzellresorption und der Knochenabbau ein Maximum erreicht. Nach insgesamt 6-8 Wochen waren die Fettzellen fast wieder komplett regeneriert, jedoch war der Knochenabbau noch evident.

In der zweiten tierexperimentellen Studie von ERIKSSON und ALBREKTSSON im Jahr 1983 [7] wurden an 15 Kaninchen wieder *in vivo* Untersuchungen mit hohlen heizbaren Titanimplantaten durchgeführt. Die Technik wurde aus der ersten Studie übernommen. Nach einer Einheilungsphase von 10 Wochen begannen die Untersuchungen. Die Versuchstiere wurden in drei Gruppen zu je fünf Kaninchen aufgeteilt.

Gruppe A: Erhitzung auf 50 °C für eine Minute

Akute Wirkung:

Eine Steigerung des Blutflusses wurde bei Erreichen von 40 °C und höheren Temperaturen registriert. Eine Hyperämie wurde in Verbindung mit einer Dilatation der Venolen und Arteriolen registriert. Bei 50 °C stoppte die Blutzirkulation in einem Teil der kleineren Gefäße. Nach einer Stunde war die Blutzirkulation wiederhergestellt.

Langzeitwirkung:

Gefäße: Die Mikrozirkulation war nach der Erhitzung über eine Periode von 4-5 Tagen erhöht. Der Blutfluss war leicht gesteigert und die Gefäße waren erweitert. Nach weiteren fünf Tagen waren alle Gefäße mit zuvor fehlender Blutzirkulation verschwunden. Eine Hyperämie wurde nicht mehr registriert und größere Gefäße waren wieder normal durchblutet. Nach weiteren 40-50 Tagen wurden nur noch geringfügige Gefäßveränderungen registriert.

Fettzellen: Die Resorption der Fettzellen (FZ) begann zwei Tage nach der Erhitzung. Sie änderten die Form und Farbe. Nach zwei Wochen waren die FZ -Resorption auf Ihrem Höhepunkt, anschließend wurden neue FZ gebildet.

Knochen: In den ersten zwei Wochen nach Erhitzung war keine Knochenreaktion zu sehen. Während der dritten Woche wurde Knochen resorbiert. 30-40 Tagen nach Erhitzen waren 30 % des Knochens resorbiert und durch Fettzellen ersetzt.

Gruppe B: Erhitzung auf 47 °C für fünf Minuten:

Akute Wirkung:

Die Mikrozirkulation während des Erhitzens war wie bei Gruppe A erhöht. Die Gefäße waren erweitert. Bei Erreichen von 47 °C und nach fünf Minuten wurden keine weiteren Wirkungen registriert.

Langzeitwirkung:

Gefäße: Während der ersten 4-5 Tage waren die Gefäße erweitert, danach normalisierte sich der Blutfluss.

Fettzellen: Der Fettzellabbau wurde in alle Versuchen registriert und zeigte ein ähnliches Verhalten wie in Gruppe A. Nach 2-5 Tagen veränderte ein Großteil der Fettzellen (FZ) ihre Farbe. Nach 2-3 Wochen wurden die FZ resorbiert, danach ersetzen sie die Stellen des Knochenabbaus und waren zahlreicher als vor der Erhitzung. Die Zunahme der FZ trat immer gleichzeitig mit dem Phase des Knochenabbaus auf.

Knochen: In den ersten 20 Tagen werden gewöhnlich keine Knochenveränderungen registriert. Bei einem Versuchstier wurde nach 24 Tagen geringfügig neuer Knochen gebildet, bei den anderen 4 Tieren wurden nach 30 Tagen 20 %-30 % des Knochens abgebaut. Gleichzeitig kam es zur Einwanderung von Fettzellen.

Gruppe C : Erhitzung auf 47 °C für 1 min

Akute Wirkung:

Die mikroskopisch sichtbare vaskuläre Reaktion war, wie bei Gruppe B, erhöht.

Langzeitwirkung:

Gefäße: Nach 30 Tagen waren keine sichtbare Gefäßveränderung zu erkennen.

Fettzellen: Nach 2-5 Tagen kam es zum Abbau, wobei dieser langsamer war als in den anderen Gruppen.

Knochen: Es kam bei allen Tieren zum Knochenabbau, dieser fiel aber geringer aus, als bei den anderen Gruppen (bis zu 10 %).

In der dritten Studie [8] wurde bei 30 Versuchstieren wieder mit der *bone growth chamber* aus Titan gearbeitet. Die Tiere wurden in 3 Gruppen eingeteilt:

Gruppe A 50 °C für 1 min

Gruppe B 47 °C für 1 min

Gruppe C 44 °C für 1 min

Die Ergebnisse aus den vorherigen Studien wurden bestätigt, bei Gruppe A konnte ein statistisch signifikanter Knochenabbau im Vergleich zur Kontrollgruppe nachgewiesen werden. In Gruppe B war das Ergebnis ebenfalls signifikant, bei manuellen Ausdrehversuchen der Implantate aus der Kaninchentibia und bei der Knochendichtemessung konnte im Vergleich zur Kontrollgruppe ein Versagen der knöchernen Einheilung registriert werden. Im Vergleich zu Gruppe A war der Knochenabbau jedoch geringer. In Gruppe C konnte kein Knochenabbau nachgewiesen werden [6] [7] [8] .

Aus den oben zitierten Studien kann zusammenfassend folgender Schluss gezogen werden:

Die kritische Temperatur, die zu irreversiblen Schädigungen der Knochenstrukturen führen kann, beträgt 47 °C bei einer Dauer der Wärmeeinwirkung von einer Minute. Bei niedrigeren Temperaturen ist nicht mit einer Schädigung des Knochengewebes zu rechnen. Zur Vermeidung eines Hitzeschadens bei der Implantatbettauflbereitung sollte daher diese Temperaturgrenze nicht überschritten werden

1.4 Studienübersicht

In der Literatur sind bisher vier Studien zu dem Themengebiet der Temperaturmessung mit Thermografie bei Bohrversuchen bekannt [18] [19] [20] [21] .

Im Gegensatz dazu stehen viele Veröffentlichungen, in denen die Messung mit Thermoelementen vorgenommen wurde [22] [4, 23-32] .

In Tabelle 1. sind die Studien mit thermografischen Messungen aufgeführt, in Tabelle 2. diejenigen, bei denen Thermoelemente zum Einsatz kamen.

Tabelle 1: *In vitro* Studien mit Thermografiesystemen

Studien mit Thermografie-systemen	Max. Temp. (°C)	Knochentyp	Kühlung	Drehzahl [U/min]	Axiale [N]	Kraft
D´HOEDT et al. (1987)	21-52	Rinderspongiosa aus dem Caput femoris	Intern/extern	616-1282	Nicht angegeben, Konstanter Vorschub	
WATANABE et al. (1992)	<30	Schweine-rippen	intern/extern	800-2000	500 g, ca. 5N	
	37,2-38,3 +/-1,7		ohne			
BENINGTON et al. (1996)	130,1	Rinder-mandibula Mit Kortikalis	nein	2500	Nicht angegeben	
KIM et al. (2010)	<47	Schweinerippen	nein	50	100	

Tabelle 2: Thermoelementstudien

Studien mit Thermo-elemeneten	Abstand Sensor [mm]	Knochen Typ	Temp [°C]	Art der Studie	Kühlung	Drehzahl [U/min]	Axiale Kraft [N]
THOMPSON (1958) [22]	2,5	Hund UK	>65	<i>In vivo</i>	Nein	125 bis 2000	k. A.
PALLAN (1960)[23]	2	Hund UK	65	<i>In vivo</i>	Nein	125 bis 2000	k. A.
MATTHEW und HIRSCH (1972)[4]	0,5	Human Femur	140 <50	<i>In vitro</i>	Nein Ja	345, 885 2900	20 59 und 118
EICHLER und BERG (1972)[24]	0,5	Human Femur	95	<i>In vitro</i>	Nein	700	10, 20 und 30
TETSCH (1974)[25]	1	Katze UK	300 76	<i>In vitro</i>	Nein Ja	20000	k. A.
LAVELLE und WEDGWOOD (1980)[26]	0,5	Human Femur	89 74 50	<i>In vitro</i>	Nein Intern Extern	350	59
ERIKSSON et al. (1984)[27]	0,5	Kaninchen Hund Human (Femur)	41 57 89	<i>In vivo</i>	Ja	20.000	k. A.
MATTHEW et al. (1984) [28]	0,5	Human Femur	185	<i>In vitro</i>	Nein	60-700	60-120
ERIKSSON und ADELL (1986)[29]	0,5	Human UK	33,8	<i>In vivo</i>	Ja	1500-2000	Intermittierende Kraft
ABOUZGIA und JAMES(1995) [30]	0,5	Rind	55	<i>In vitro</i>	Nein	49000	1,5-9
REINGEWIRTZ et al. (1997)[31]	0,8	Rinder Femur		<i>In vitro</i>	Ja	400-40000	7,8 und 12,8 19,6
JOCHUM und REICHERT (2000)[32]	0,5+/- 0,2	Schwein UK	36,5	<i>In vitro</i>	Ja	1200	Niedrig
ERCOLI et al. (2004)[33]	0,5	Rinder-rippen	31,9	<i>In vitro</i>	Ja	1500	Intermittierend mit 20N
AUGUSTIN et al. (2008)[34]	0,5 mm	Schweine-Femur	31,4- 55,5	<i>In vitro</i>	Ja und nein	188, 462, 1140 u.1820	Vorschub: 24, 56, 84, 196mm/s

1.4.1 Versuch von d'HOEDT

Zum Thema der Temperaturmessung mit einer Infrarotkamera bei enossalen Bohrungen wurde eine erste Studie bereits 1987 von d'HOEDT [18] veröffentlicht. In dieser Vergleichsstudie wurden handelsübliche Implantatbohrer verschiedener Hersteller getestet. Man bohrte mit Ihnen in ein 12 mm breites Stück des *Caput femoris* vom Kalb. Die dabei entstehende Temperatur wurde auf der Austrittsseite mittels Infrarotbildtechnik aufgezeichnet und gemessen. Die Bohrungen wurden hierbei mit konstantem Vorschub, konstanter Drehzahl und variabler axialer Kraft durchgeführt. Bei den Bohrungen mit niedriger Drehzahl (860-1282 upm) unter klinisch relevanten Bedingungen, d. h. mit Kühlung von innen oder außen, wurden keine schädlichen Knochentemperaturen über 47 °C gemessen. Oftmals kam es sogar zu einer Abkühlung des Knochens um einige Grade. Da die Versuche an einem *in vitro* Modell vorgenommen wurden, entfällt bei solch einem Versuchsaufbau die natürliche Blutzirkulation des Knochens. Die Blutzirkulation sorgt *in vivo* einerseits für eine konstante Temperatur und auch für einen guten Wärmeabtransport. Deswegen können Temperaturmessungen *in vitro* nicht vollständig auf *in vivo* Situationen übertragen werden. Als Fazit schloss d'HOEDT, dürfte bei einer Abkühlung die geprüfte Frästechnik *in vivo* klinisch unbedenklich sein.

Hierbei muss man den Versuchsaufbau methodisch kritisch hinterfragen:

Um ein möglichst homogenes Knochenpräparat zu erhalten, wurde von d'HOEDT et al. nur im spongiösen Knochen gebohrt. Nach ERIKSSON et al. [8] ist bei gleichem Versuchsaufbau eine deutlich höhere Temperatur im härteren kortikalen Knochen zu erwarten, da die Knochendichte hier viel höher ist und die Kortikalis einen höheren Widerstand bietet. Außerdem wurde mit einem konstanten Vorschub von 1,37 mm/s gearbeitet, was bei einem 12 mm dicken Probekörper eine Bohrzeit von nur 8,76 Sekunden bedeutete. Dadurch verringert sich die Kontaktzeit zwischen Bohrer und Knochen gegenüber der klinischen Situation, die sich eher an einem relativ konstanten Anpressdruck orientiert, erheblich.

Diese verkürzte Kontaktzeit dürfte bei den Bohrern, die in den *in vitro* Versuchen zu keiner Temperaturerhöhung führten, keine Rolle spielen. Bei Versuchen mit einer Trepanfräse bei 616 U/min wurde eine Bohrer temperatur von 52 °C gemessen, welche

über der Grenze für thermische Knochenschäden von ERIKSSON liegt. Die Temperatur des Knochens lag bei dieser Bohrung mit der innengekühlten Trepanfräse des ITI-K-Systems bei 39 °C, ein Wert, welcher auch deutlich unter der Grenztemperatur von 47°C liegt. Die berührungslose Messung mit einer Infrarotkamera zeigt sich hierbei als gute Alternative im Vergleich zu den Thermosensoren, die in anderen Studien in der Nähe des Bohrkanals platziert wurden. Die Größe der Pixel betrug 0,5 mm x 0,5 mm bei einem Objektabstand von 0,5 m und einer Temperraturauflösung von 0,1 °C und ist damit für die Temperaturaufzeichnung grundsätzlich geeignet. Zum selben Schluss kam auch BENINGTON, er hob des weiteren die Vorteile der Thermografie im Vergleich zu den Thermosensoren hervor, welche in einer nicht invasiven Technik die absolute Temperaturmessung ermöglicht und gleichzeitig erlaubt, die Veränderung der Temperatur während des Bohrvorgangs zu visualisieren [20] .

1.5 Wärmebildkamera/Infrarotkamera

Eine Wärmebildkamera ist ein bildgebendes Gerät, ähnlich einer herkömmlichen Kamera, die anstatt sichtbaren Lichts Infrarotstrahlung detektiert. Infrarotstrahlung hat eine Wellenlänge von 780 nm bis 1.000.000 nm (0,78–1000µm), während sichtbares Licht im Bereich von 400 nm (violett/blau) – 750 nm (rot) strahlt [35] .

Wärmebildkameras des angewendeten Typs nutzen allerdings aufgrund der typischen Emissionswellenlängen in der Nähe der Umgebungstemperatur (*Wiensches Verschiebungsgesetz*) [36] vornehmlich den Spektralbereich von 3,5 – 14 µm (mittleres Infrarot). Dieser Bereich ist auch für die Messung und bildliche Darstellung von Temperaturen im Umgebungstemperaturbereich geeignet.

Jeder Körper mit einer Temperatur oberhalb des absoluten Nullpunktes (-273,15 °C) sendet aufgrund der Eigenschwingung der Atome Infrarot- bzw. Wärmestrahlung aus. Im Idealfall entspricht das Spektrum der ausgesendeten Strahlung, dem eines schwarzen Körpers. Reale Flächen strahlen im Vergleich weniger stark als schwarze Strahler und können daher für die Messung über einen sogenannten Emissionswert angepasst werden.

Damit auch bei Messungen über größere Distanzen die Wärmestrahlung der zwischen Objekt und Kamera liegenden Atmosphäre die Messung nicht verfälscht, arbeiten die

Kameras in der Regel in begrenzten Wellenlängenbereichen, in denen die Atmosphäre wenig Eigenstrahlung emittiert (und absorbiert) [35] . Dennoch sollten die Messungen in klimatisierten Räumen ohne Sonneneinstrahlung vorgenommen werden, um Artefakte zu vermeiden. Die Kameras sind im Prinzip wie eine normale elektronische Kamera mit CCD-Chip für sichtbares Licht aufgebaut. Durch ein Objektiv mit (infrarotgängigen) Linsen wird ein Bild auf einen elektronischen Bildsensor projiziert [35] . Die Sensoren unterscheiden sich in Aufbau und Funktionsweise je nach zu detektierender Wellenlänge. Man unterscheidet zwischen gekühlten und ungekühlten Infrarotdetektoren. Die im Versuch verwendete Kamera besitzt einen ungekühlten Sensor. Die Detektorzelle eines Mikrobolometerarrays besteht aus einer nur wenige Mikrometer dicken, strahlungsempfindlichen Scheibe, welche durch zwei gebogene Kontakte über dem eigentlichen Detektor gehalten wird (sogenannte Microbridges). Die Scheiben bestehen aus einem Material mit einem stark temperaturabhängigen Widerstand (hier Vanadiumoxid). Die einfallende Infrarotstrahlung wird absorbiert und führt zu einer Temperaturerhöhung des Scheibchens, was wiederum den Widerstand verändert. Der gemessene Spannungsabfall wird als Messsignal ausgegeben [35] .

1.6 Aufbereitung des Implantatbettes

Zur Aufbereitung des Implantatbettes werden heute von den meisten Herstellern standardisierte Implantationssets geliefert. Diese Sets enthalten verschiedene Bohrer in aufsteigender Größe und mit unterschiedlicher Funktion.

Anhand von aufeinander abgestimmten Schritten, bei denen die unterschiedlichen rotierenden Instrumente zum Einsatz kommen, wird das definitive Implantatbett aufbereitet. Es sollte in seiner Form eine höchstmögliche Kongruenz zum späteren Implantat aufweisen, damit die Heilung des Knochens möglichst rasch erfolgen kann [37] oder ggf. etwas unterdimensioniert sein, um durch physiologische elastische Verformung des Lagerknochens die Primärstabilität zu erhöhen [1].

In der Regel wird mit einem kugelförmigen Fräser begonnen, um im Sinne einer Ankörnung einen Ansatzpunkt für den Pilotbohrer in die feste Kortikalis zu fräsen. Danach wird mit einem Pilotbohrer, meist ein Spiralbohrer, im Sinne einer Kernbohrung bis auf die gewünschte Implantatlänge, aber horizontal unterdimensioniert

aufbereitet. Abschließend wird der gewünschte Durchmesser schrittweise oder direkt, mit einem finalen Implantatbohrer erzielt. Insbesondere bei konischen, sich erweiternden Implantatformen (Astra®-ST, ITI®-TE, Brånemark®-Mk II) wird noch im kranialen Bereich des Implantatbettes ein Konus gefräst, um Spannungsspitzen in der Kortikalis zu vermeiden und die Stabilität des Implantats im festen kortikalen Kochen zu erhöhen. Bei sehr hartem knöchernem Lager wird ggf. noch ein Gewinde geschnitten, um das Eindrehmoment und damit die auch Reibung beim Inserieren zu verringern[1] .

1.6.1 Faktoren bei der Aufbereitung des Implantatbettes:

Eine Vielzahl verschiedener Faktoren spielt bei der Aufbereitung des Implantatbettes und der daraus resultierenden Wärmeentwicklung eine wichtige Rolle. Das Schaubild (Abb.1) versucht, die Interaktion der verschiedenen Faktoren vereinfacht darzustellen. Es gibt Faktoren, die sich gegenseitig beeinflussen und solche, die unabhängig von den anderen direkt auf die Temperatur wirken. Ein wichtiger Punkt ist dabei das Bohrerdesign, beispielsweise von Spiralbohrern.

FUCHSBERGER [38] hat versucht, das Design für die möglichst schonende Aufbereitung zu optimieren. Es entstehen Abhängigkeiten verschiedener Faktoren untereinander. Dagegen wird die Kühlung als ein unabhängiger Faktor gewertet, da sie die Temperatur direkt beeinflusst, ohne dabei mit den anderen Faktoren zu interagieren [29] .

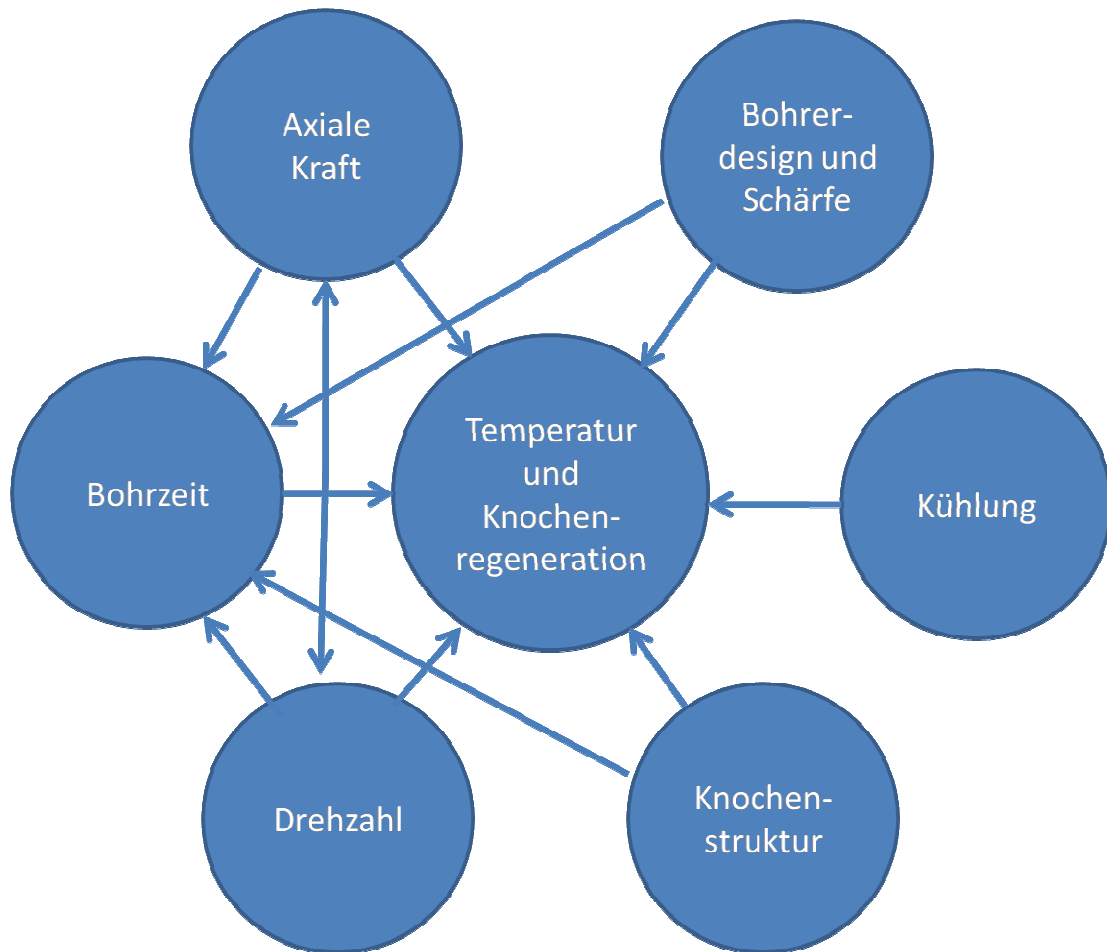


Abbildung 1: Interaktionsschema zur Temperaturentwicklung bei der Implantatbettauflbereitung, modifiziert nach HOUT [39].

Drehzahl

In früheren Studien [22, 23, 29, 31] wurde schon ausführlich auf den Einfluss der Drehzahl von Bohrern eingegangen. Hierbei kam es zu unterschiedlichen Erkenntnissen bezüglich der resultierenden Temperaturentwicklung. THOMPSON [22] stellte 1958 fest, dass mit steigender Drehzahl auch die Temperatur im Knochen zunimmt. PALLAN [23] bestätigte dies und wies einen linearen Zusammenhang zwischen Drehzahl und Temperatur nach.

Interessante Erkenntnisse liefern REINGEWIRTZ et al. in einer Studie von 1997 [31].

Die Arbeitsgruppe stellte zunächst eine positive Korrelation zwischen Drehzahl- und Temperaturanstieg fest. Bei den Versuchen mit hochtourigen Drehzahlen stieg die Temperatur bei Drehzahlen von 400 U/min bis zu 10.000 U/min an. Danach sank die

Temperatur wieder ab bis zu einem Minimum bei 24.000 U/min und blieb dann konstant bis zu 40.000 U/min. [31]

Neben der Drehzahl spielt die Tangentialgeschwindigkeit des Bohrers eine wichtige Rolle, diese hängt linear von der Winkelgeschwindigkeit und vom Radius ab. Bei konstanter Drehzahl und steigenden Bohrerdurchmessern steigt die Tangentialgeschwindigkeit. Dies führt zu mehr Reibung und höheren Temperaturen. Bei dickeren Bohrern sollte die Drehzahl nach Herstellerangaben der Implantatsysteme daher meist reduziert werden [40] .

Es gilt allgemein folgender Zusammenhang:

$$v = \omega \cdot r$$

Wobei v für die Tangentialgeschwindigkeit steht und das Produkt aus Winkelgeschwindigkeit (ω) und dem Radius (r) ist.

FUCHSBERGER empfiehlt zur Vermeidung einer thermischen Schädigung eine Drehzahl von 600 U/min – 1100 U/min bei einem Durchmesser von 4,5 mm [41] .

Man ging zunächst davon aus, dass Höchstgeschwindigkeitsbohrungen zu noch höheren Temperaturen führen müssten.

Die von verschiedenen Autoren empfohlenen Drehzahlen zur Aufbereitung des Implantatbettes liegen bei 600 U/min bis 2000 U/min [3, 4, 22, 29, 42] [31] [25].

Die Empfehlungen der meisten Implantatfirmen unterscheiden sich davon nicht wesentlich. Zwischen den einzelnen Herstellern kommt es zu deutlichen Unterschieden.

In Tab. 3 sind die aus den Produktkatalogen entnommenen Drehzahlempfehlungen aufgelistet.

Tabelle 3: Drehzahlempfehlungen einiger Implantathersteller

Hersteller bzw. Produktmarke	Pilotbohrung Drehzahl U/min	Hauptbohrung Drehzahl U/min
Camlog®	800	550 bei 3,3 mm 500 bei 3,8 mm 400 bei 4,3 mm 350 bei 5 mm 300 bei 6 mm
„Brånemark-System™“ NobelBiocare®	----	800-2000
Wital® Wieland-Dental	1500	1000 bei 3,5 mm 800 bei 4,3 mm 700 bei 5 mm
ImTec (3M)®	800- 1100	800-1100
System Oktagon DENTAL RATIO SYSTEMS GMBH®	max. 2000	max. 2000
Straumann® Standardsysteme	800 bei 2,2 mm	600 bei 2,8 mm 500 bei 3,5 mm 400 bei 4,2 mm

Knochenstruktur

Die zellulären Bestandteile eines Knochens sind Osteoblasten, Osteoklasten und Osteozyten, die zusammen ein Netzwerk bilden. Sie sind eingebettet in einer von den Osteoblasten abgeschiedenen organischen Substanz, dem Osteoid [43]. Diese Struktur besteht aus Kollagen und anderen Proteinen, in die anorganische Mineralsalze, vor allem Calciumphosphat in Form von Hydroxylapatit abgelagert werden [44]. Die Osteoklasten bauen dieses Knochengewebe im Rahmen des physiologischen Remodellings durch proteolytische Verdauung wieder ab [43]. Im Bereich der Peripherie des Knochens ist eine mehr oder weniger dünne Hüllschicht aus kortikalem Knochengewebe zu finden, während das Innere zumeist aus spongiösem Knochengewebe besteht.

Das Netzwerk der spongiösen Knochenbälkchen kann abhängig von Lokalisation, Alter und Beanspruchung stark variieren [45]. Bestimmt man die relative Dichte einer Knochenprobe, d. h. das Verhältnis zwischen Dichte der Probe und der von vollständig dichter Kortikalis, die in der Regel mit $1,8 \text{ g/cm}^3$ bemessen wird, wird die Unterscheidung des Knochens in kompakt (kortikal) oder spongiös möglich [43]. Die relativen Dichtewerte des spongiösen Knochens bewegen sich zwischen $0,05$ und $0,7 \text{ g/cm}^3$, die des kortikalen Knochens meist zwischen $0,7$ und $0,95 \text{ g/cm}^3$, ggf. auch höher (s. o.) [46].

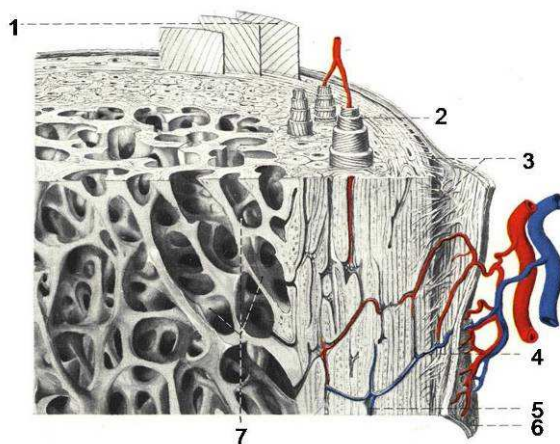


Abbildung 2: Schematischer Aufbau eines Knochens: 1: Einzelne Lamelle der äußeren Generallamellen, 2: Osteon auseinandergezogen, 3: SHARPEYsche Fasern, 4: VOLKMANNscher Kanal, 5: HAVERSScher Kanal mit Blutgefäß, 6: Periost, 7: Erweiterte HAVERSSche Kanäle der Spongiosa [47]

Die Dichte des Knochens allein lässt aber nicht auf die mechanischen Eigenschaften an einer bestimmten Stelle rückschließen. Hierbei spielen auch individuelle und strukturelle Faktoren eine wichtige Rolle.

Die Klassifizierung der Implantatlagerstruktur nach der Knochenqualität in Abhängigkeit von kortikalem zu spongiösen Knochen wurde bereits von LEKHOLM und ZARB [48], respektive MISCH und JUDY [49] beschrieben. Hierbei soll der Knochen in vier Qualitäten eingeteilt werden, in der das Verhältnis von Kortikalis zu Spongiosa und die Dichte der Spongiosa abnimmt. Bei weicher Knochenqualität ist die unterdimensionierte Aufbereitung des Implantatbettes eine Möglichkeit, die Primärstabilität durch erhöhte Friktion zu verbessern [1].



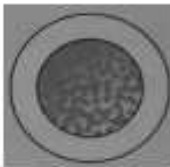

	Typ I	Typ II	Typ III	Typ IV
				
Typ	Spongiosa	Kompakta		
I	Wenig	Überwiegend homogen		
II	Engmaschig	Breit		
III	Engmaschig	Dünn		
IV	Engmaschig	Dünn		

Abbildung 3: Klassifizierung der Knochenqualität nach LEKHOLM und ZARB [48].

Bohrzeit

Die Bohrzeit wird als wichtiger Faktor für die Temperaturentwicklung im Knochen angesehen. Einerseits erhöht sich durch die längere Verweildauer des Bohrers im Knochen die durch Reibung erzeugte Wärme, andererseits hat die dabei entstehende Wärme mehr Zeit, um vom Bohrer auf den Knochen abgeleitet zu werden [41]. Durch eine Verkürzung der Bohrzeit wird die eingebrachte Energie erheblich reduziert.

Axiale Kraft

Die axiale Kraft beschreibt, mit welcher Kraft der Implantatbohrer senkrecht gegen den Knochen gedrückt wird. In verschiedenen Studien wird die Auswirkung der axialen Kraft auf den Bohrvorgang untersucht. ERIKSSON und ADELL [29] bevorzugten eine geringe Kraft, welche jedoch nicht genauer beschrieben wird.

REINGEWIRTZ et al. [31] zeigte in seinem Experiment, dass die Temperatur bei der Erhöhung der axialen Kraft von 8 N auf 20 N (800 U/min) nur unwesentlich zunimmt, dafür aber die Bohrzeit um den Faktor 3-4 reduziert wird. Die Abnahme der Bohrzeit bei steigender axialen Kraft wurde von FUCHSBERGER [38] bereits nachgewiesen, er zeigte außerdem in seiner Studie zur Spiralbohreroptimierung, dass mit steigender Kraft zunächst ein Temperaturminimum erreicht wird. Bei überschreiten dieser Kraft kommt es jedoch wieder zu einem Temperaturanstieg.

BRISMAN [50] untersuchte die Wirkung unterschiedlicher Drehzahlen (1800 und 2400 U/min) und verschiedener axialer Andruckkräfte (12 - 24 N) auf die Temperaturentwicklung.

Er stellte fest, dass die Verdoppelung des Andrucks von 12 N auf 24 N bei einer konstanten Drehzahl von 1800 U/min eine Temperatur von 51, 61 °C am Knochen erzeugte, gegenüber 44, 79 °C bei 12 N.

Eine Erhöhung beider Parameter (Bohrgeschwindigkeit von 2400 U/min und axialer Druck von 24 N) hatte nach BRISMANS Untersuchung nur geringen Einfluss auf die Knochenerwärmung (44,99 °C). Er stellte ebenfalls fest, dass diese Temperaturentwicklung von 44,99 °C vergleichbar war mit den Temperaturen der Untersuchungsgruppe, bei der eine Drehzahl von 1800 U/min und ein axialer Druck (Kraft) von 12 N (44,79 °C) angewendet wurde [39].

In anderen Studien [18] [34] werden die Versuche nicht mit einer konstanten Kraft durchgeführt, sondern mit konstantem Vorschub (mm/s).

Die daraus resultierende, für alle Proben gleiche Bohrzeit bietet zwar einerseits den Vorteil, alle Bohrungen in genormter Zeit durchzuführen, andererseits wird aber mit einer nicht definierten Kraft gearbeitet, die je nach Widerstandsfähigkeit des Knochens variieren muss.

Interne/Externe Kühlung

Zur Vermeidung von thermischen Nekrosen wird das Implantatlager bei der Knochenbohrung mit physiologischer Kochsalzlösung oder Ringerlösung gekühlt. Dies geschieht entweder über eine externe- oder eine interne Kühlung. Bei der Außenkühlung wird das Kühlmittel von seitlich direkt auf den Bohrer gespritzt, bei der Innenkühlung wird das Kühlmittel durch den Bohrschaft möglichst direkt auf die Kontaktfläche zwischen Bohrer und Knochen geleitet. Bei Untersuchungen ohne Kühlung von KIRSCHNER und BOLZ [51] wurden Temperaturen von über 100 °C im Knochen gemessen. BENINGTON [52] zeigte in seiner Studie an einem Rindermodell, dass die gemessene Temperatur bei der externen Kühlung deutlich unter den von ERIKSSON als kritisch eingestuften 47 °C lag. Weitere Untersuchungen von JOCHUM und REICHERT und ERCOLI et al. [32, 33] bestätigten diese Ergebnisse. BENINGTON konnte auch keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen der internen und der externen Kühlung feststellen. Daher wird das Fazit gezogen, die externen Systeme zu bevorzugen, da sie sich durch niedrigere Kosten auszeichnen.

Trotz der höheren Kosten hat die interne Kühlung Ihre Einsatzbereiche. Bei tiefen Bohrlöchern bietet diese Methode den Vorteil, das Kühlmittel sicher bis an die Spitze des Bohrers zu befördern.

Als weitere, relativ einfache Möglichkeit, die thermische Belastung des Knochens zu reduzieren, sollte eine Vorkühlung des Kühlmediums in Betracht gezogen werden [53]. Implantatbohrer werden nach der Risikobewertung für Medizinprodukte in die Kategorie kritisch B eingestuft. Die sichere sterile Aufbereitung der Implantatbohrer mit Innenkühlung stellt nach den Richtlinien des Robert- Koch- Institutes (RKI) eine enorme Herausforderung dar. Nach Herstellerangaben ergeben sich hierbei besondere Anforderungen für die innengekühlten Bohrer. Bei der Aufbereitung des Implantatbettes kann es zur Ablagerung von Knochenspänen in den Kühlmittelkanal kommen und dabei die ausreichende Zuführung von Kühlmittel erschweren. Einige Hersteller geben spezielle Hinweise zur Aufbereitung der Implantatbohrer [54] [55]. Durch Verwendung von Einmalbohrern kann diese Problematik umgangen werden. Die dadurch entstehenden Mehrkosten sind aber auch von wirtschaftlicher Bedeutung und müssen gegen den gewonnen Nutzen abgewogen werden.

1.7 Bohrertypen

Spiralbohrer:

Spiralbohrer sind aus der Technik lange bekannt und werden in der Medizin vielfach verwendet, um Löcher in Knochen anzubringen, etwa zur Verankerung von Schrauben oder Drähten. Hauptsächlich werden sie in den chirurgischen Fächern (Unfallchirurgie, Orthopädie, Neurochirurgie, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie) für Osteosyntheszwecke eingesetzt. Sie bieten die Möglichkeit einer exakten Aufbereitung des Knochens für die verschiedenen Bedürfnisse.

Der Spiralbohrer ist in seiner Grundform durch die DIN 1412 und die DIN 6581 festgelegt. Die Form gleicht meistens einer zweigängigen Schnecke mit parallelen Nebenschneiden und Spannuten [56].

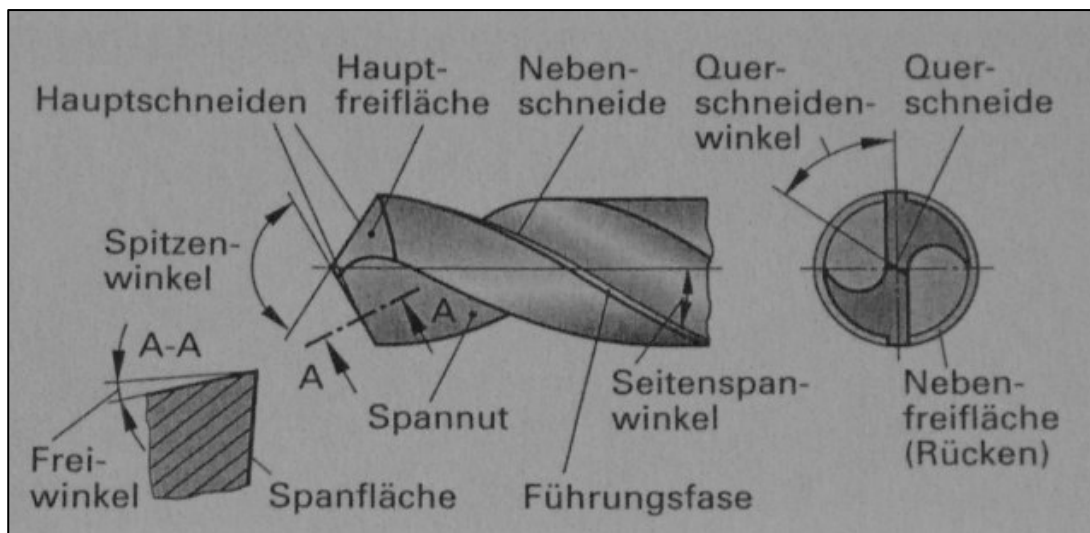


Abbildung 4: Genereller Aufbau eines Spiralbohrers [57]

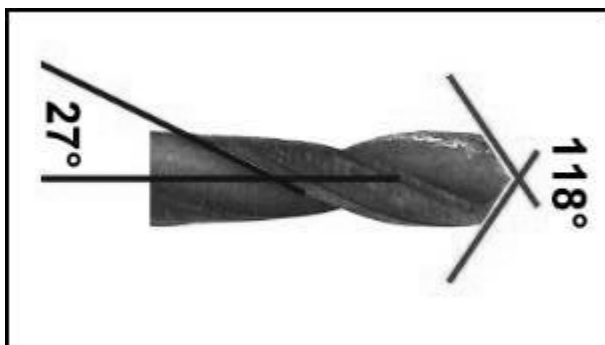


Abbildung 5: Spiralbohrer mit eingezeichneten Spitzwinkel 118° und Drallwinkel 27° [58]

Wichtige Faktoren für die Eigenschaften des Spiralbohrers sind:

- Spitzenwinkel zum sicheren Ansatz auf dem Knochen (hat auch Einfluss auf das erforderliche Drehmoment). Spitzere Bohrer zentrieren sich besser, benötigen eine tiefere Bohrung für ein definiertes Implantatbett.
- Kleine Drallwinkel begünstigen die schnelle Spanabfuhr, dagegen erhöhen große Drallwinkel die Gefahr des Einziehens (der Drallwinkel entspricht dem Seitenspanwinkel in der Abb. 4).
- Gute Führung durch Führungsfase (eine bessere Führung bedingt aber auch eine höhere Reibung durch den Schaft).
- Beständigkeit und Stabilität des Bohrers (Abnutzung, Bruchfestigkeit).

FUCHSBERGER [38] untersuchte in seiner Studie den Einfluss des Bohrerdesigns auf verschiedene Parameter wie Temperatur, Bohrzeit und Drehmoment beim Zerspanungsprozess. Als Probekörper kam frischer Rinderknochen zum Einsatz. Es wurde mit Spiralbohrern eines Durchmessers von 4,5 mm experimentiert.

Bei der Abhängigkeit vom Drallwinkel ergab sich eine Besonderheit:

Niedrige Temperaturen traten bei kleinen (16 °) und großen Drallwinkeln (35 °) auf. Bei mittleren Drallwinkeln (26 °) traten höhere Temperaturen auf. Bei kleinen Drallwinkeln besitzt der Spiralbohrer eine große Steigung der Spannut. Dadurch werden die Späne schnell aus dem Werkstück transportiert, was eine Verringerung des Temperaturübergangs zur Folge hat.

Bei großen Drallwinkeln, die auch einen großen Spanwinkel beinhalten, wird das zu zerspanende Material weniger stark abgelenkt und verformt. Dadurch entstehen geringere Temperaturen. Der Bohrer besitzt in diesem Fall eine eher schälende Wirkung.

Bei Zunahme des Spitzenwinkels von 70 ° auf 90 ° steigt die Temperatur an. Kleinere Spitzenwinkel haben den Vorteil einer guten Zentrierbarkeit und eines verbesserten Anschnitts im Knochen. Nachteilig ist, dass der Bohrer länger ist als das resultierende Implantatlager, was beispielsweise im lateralen Unterkiefer zu einer Gefährdung des *N. alveolaris inferior* führen könnte.

Bei Bohrern mit reduzierter Kerndicke zeigte sich eine im Vergleich zu normalen Bohrern signifikant niedrigere Temperatur. Begründet wird dies durch den Zugewinn an Raum für die Spanabfuhr [38]. Im Interesse der Stabilität des Bohrers ist die

Kerndicke aber nicht beliebig reduzierbar. Als eine optimierte Konfiguration für den von ihm untersuchten Spiralbohrer gab FUCHSBERGER an:

- Drallwinkel 10-14 °
- Spitzenwinkel 70-75 °
- Freiwinkel 18-24 °
- Kerndicke mindestens 10 % vom Durchmesser aus Stabilitätsgründen

Spiralbohrer können auch mit drei Hauptschneiden, sozusagen dreiflügelig hergestellt werden. Durch die zusätzliche Schneidekante ist der Materialabtrag erhöht und die Zentrierbarkeit ist Vergleich zum 2-schneidigen Spiralbohrer deutlich verbessert [59]. Durch die vorhandenen Wendungen des Spiralbohrers ist der zügige Spanabtransport beim Aufbereiten des Implantatlagers gewährleistet [38].

„Trispade“-Bohrer

Der sogenannte „Trispade“-Bohrer, ein 3-schneidiger Bohrer, ist im US-Patent 5569035 von 1996 beschrieben und ein Beispiel für die vielfältigen Entwicklungsmöglichkeiten. Er hat drei Schneidekanten. Am Punkt, an dem sich die Schneiden treffen, besitzen sie einen positiven Spanwinkel (Abb. 6). Durch das spezielle Design entstehen keine Meißelkanten. Der Knochen wird in kleinere Stücke zerspant, dabei treten geringere Schneidekräfte auf und der Spanauswurf ist nach Herstellerangabe verbessert.

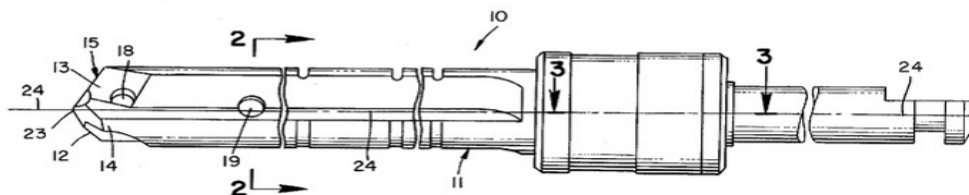


Abbildung 6: Genereller Aufbau eines Trispade-Bohrers [60]

KAY et al. [61] beschreiben den Bohrer als eine deutliche Verbesserung im Arsenal der Implantatwerkzeuge. Das Design sorgt nach Ansicht der Autoren für ein gutes Handling und eine genaue Aufbereitung des Implantatbettes.

Kanonenbohrer:

Der Kanonenbohrer ist ein Bohrer zur spanenden Bearbeitung, mit dem auch exakte zylindrische Bohrungen erstellt werden können. Dieser Bohrertyp wird in unterschiedlichen Bereichen eingesetzt. Er wird sowohl in der Industrie für Tiefenbohrungen verwendet, als auch in der Medizin, etwa zum Fräsen des Implantatbettes. Er zeichnet sich durch eine sehr exakte Bohrung mit einer hohen Oberflächenqualität des Bohrkanals aus. [62] Das Design unterscheidet sich von den Spiralbohrern. Er hat nur eine Schneide, die senkrecht von der Achse nach außen verläuft. Auf Grund der asymmetrischen Lage der Schneide muss ein Teil der Schneidkraft von der Bohrlochwand aufgenommen werden.

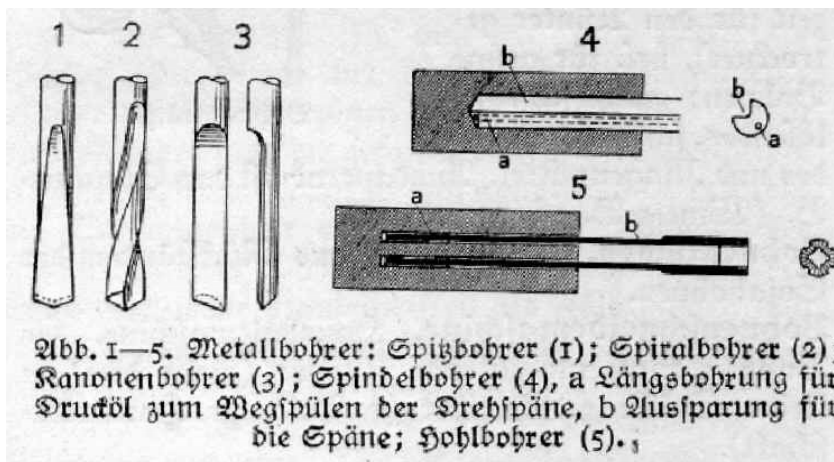


Abbildung 7: Genereller Aufbau eines Kanonenbohrers [63]

Vergleicht man den Kanonenbohrer mit dem Spiralbohrer, fällt auf, dass dem Kanonenbohrer die Wendelung fehlt. Nach FUCHSBERGER sorgt eben diese Wendelung beim Spiralbohrer für einen guten Spanabtransport. Es lässt sich vermuten, dass hierbei vermehrt Späne im Bohrkanal zurückbleiben und dadurch zu einem Hitzestau führen können.

In der Studie von WATANABE et al. zeigte sich beim Kanonenbohrern eine Verkürzung der Bohrzeit gegenüber dem Spiralbohrer, die aber mit einem rapiden Temperaturanstieg verbunden war. Dagegen zeigten sich bei Spiralbohrern im Vergleich längere Bohrzeiten, aber geringere Temperaturanstiege [19].

Rosenbohrer und Kugelfräser:

Der Rosenbohrer hat in der Medizin verschiedene Einsatzbereiche, einerseits wird er in der Konservierenden Zahnheilkunde zur schonenden Entfernung des kariösen Dentins verwendet, andererseits in der Chirurgie zur Glättung von Knochenkanten, zur Eröffnung der Kieferhöhle oder eben auch zum Ankörnen der Kompakta bei Implantationen. Die Form ähnelt einer Rose, er besitzt mehrere Schneidekanten, die an der Spitze in einer Querschneide, ähnlich wie bei einem Spiralbohrer, zusammenlaufen. Beim Kugelfräser, der am besten an seinem Äquator arbeitet, laufen dagegen die Schneiden in einem apikalen toten Punkt zusammen, an dem keine Schneidleistung stattfindet [64].

2 Material und Methoden

2.1 Vorversuch

In einem Vorversuch wurden mit einem *NobelBiocare*[®] Pilotbohrer 2 mm Ø und einem *NobelBiocare*[®] *Twistdrill* 3,35 mm Ø 112 Bohrungen mit verschiedenen Drehzahlen und unterschiedlichen axialen Andruckkräften an halbierten Schweinerippen vorgenommen. Die Versuchsparameter (Drehzahl, axiale Kraft) wurden nach Basisdaten aus der Literatur und Empirie [59] aufgrund der zugrunde liegenden Fragestellung festgelegt. Um eine geeignete Konfiguration für den späteren Hauptversuch zu bestimmen, wurden verschiedene Zielparameter bestimmt. Als Zielparameter wurden eine im Sinne der Klinik realistische Bohrzeit und eine möglichst niedrige maximale Temperatur im Sinne des atraumatischen Vorgehens gewählt.

Für den vorliegenden Versuchsaufbau sollte die Bohrzeit aus messtechnischen Gründen nicht zu kurz sein, weil sonst keine exakte Unterscheidung der Bohrzeiten einzelner Bohrer möglich ist. Als Parameter für den Hauptversuch wurden zwei konkrete Drehzahlen, 60 und 800 Umdrehungen pro Minute festgelegt. Der Knochen wird mit einer konstanten axialen Andruckkraft von 10 N gegen den statisch fixierten Versuchsbohrer bewegt, die Kraft ist bei allen Bohrern gleich.

2.2 Hauptversuch

Untersucht wird an sechs verschiedenen Implantatbohrern (Tab. 4), wie sich die Drehzahl- und Designunterschiede auf die Temperaturentwicklung und die resultierende Bohrzeit auswirken.

Hierfür werden an speziell adaptierten Probekörpern aus Schweinerippen, die mit den Implantatbohrern aufbereitet werden, die Zeit für die Pilotbohrung, die maximale Temperatur und die Bohrzeit unter standardisierten Bedingungen gemessen. Zur Temperaturmessung wird eine Wärmebildkamera im Videomodus eingesetzt, welche die rückwärtige kortikale Oberfläche der Rippe kontinuierlich aufzeichnet. Die eingesetzte Wärmebildkamera bietet den Vorteil, dass sowohl der Temperaturverlauf als

auch die maximale Temperatur erfasst werden können. Bei früheren Studien von D'HOEDT [18] und WATANABE [19] hat sich diese Methode als zweckmäßig und hinreichend genau erwiesen.

2.3 Implantatbohrer

Für die Untersuchung werden 7 fabrikneue Implantatbohrer der Firmen *Komet*[®] (Gebr. Brasseler, Lemgo), *NobelBiocare*[®] und *Wital*[®] (Wieland-Dental, Deutschland) verwendet. Bei den vier Bohrern der Firma *Komet*[®] handelt es sich um Implantatbohrer aus Keramik mit einem speziellen Design der Spannuten. Die vier Keramikbohrer unterscheiden sich konkret durch eine unterschiedlich gestaltete Querschneide und durch eine Rillung der Führungsfase voneinander (s. Tab 4). Bei den drei anderen Bohrern handelt es sich um Implantatbohrer aus Metall der Firmen *Wital*[®] und *NobelBiocare*[®].

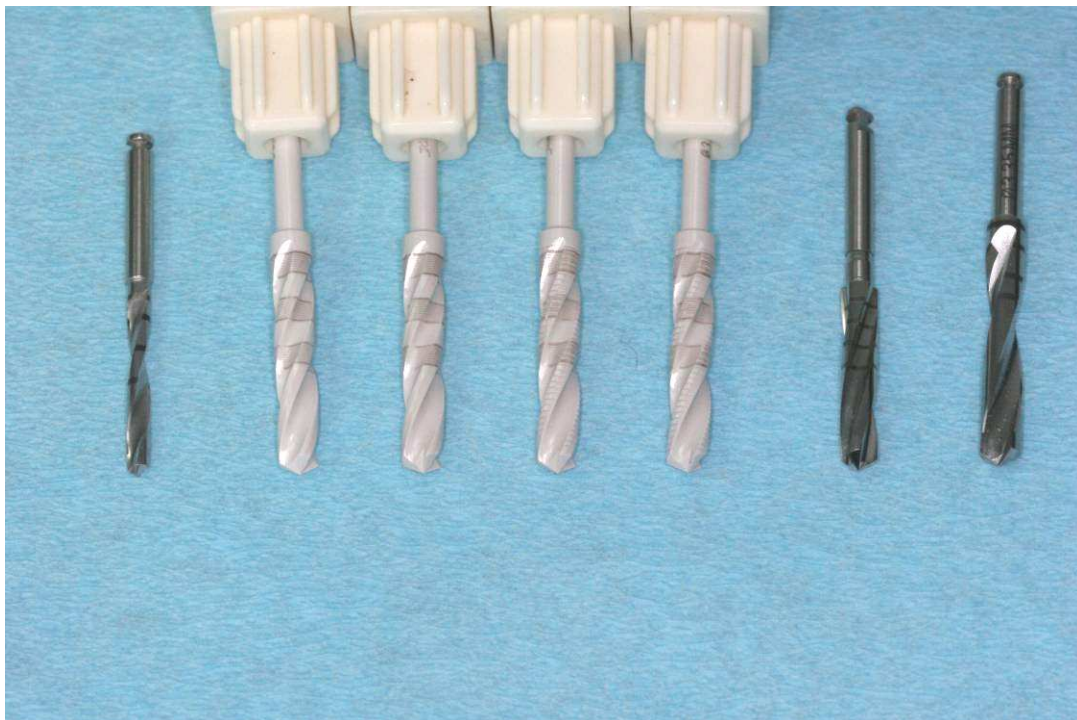


Abbildung 8: Implantatbohrer in der Übersicht von links: Pilotbohrer (NobelBiocare[®]), Keramikbohrer (Komet[®]) A,B,C, D, Bohrer E (Wital[®]) und Bohrer F (NobelBiocare[®])



Abbildung 9: Ansicht der Schneide von schräg oben (Bohrer A,B,C und D von links)

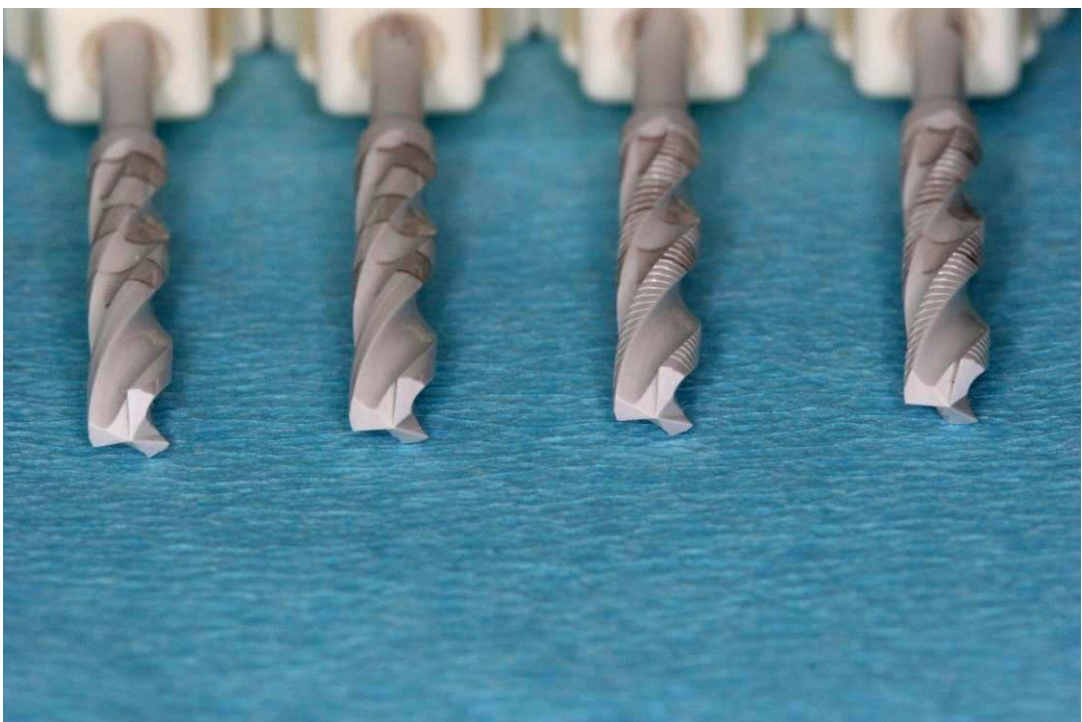


Abbildung 10. Keramikbohrer (Komet®) von vorne (A,B,C und D von links)



Abbildung 11: Pilotbohrer, Bohrer E (Wital®) und F (NobelBiocare®) von links

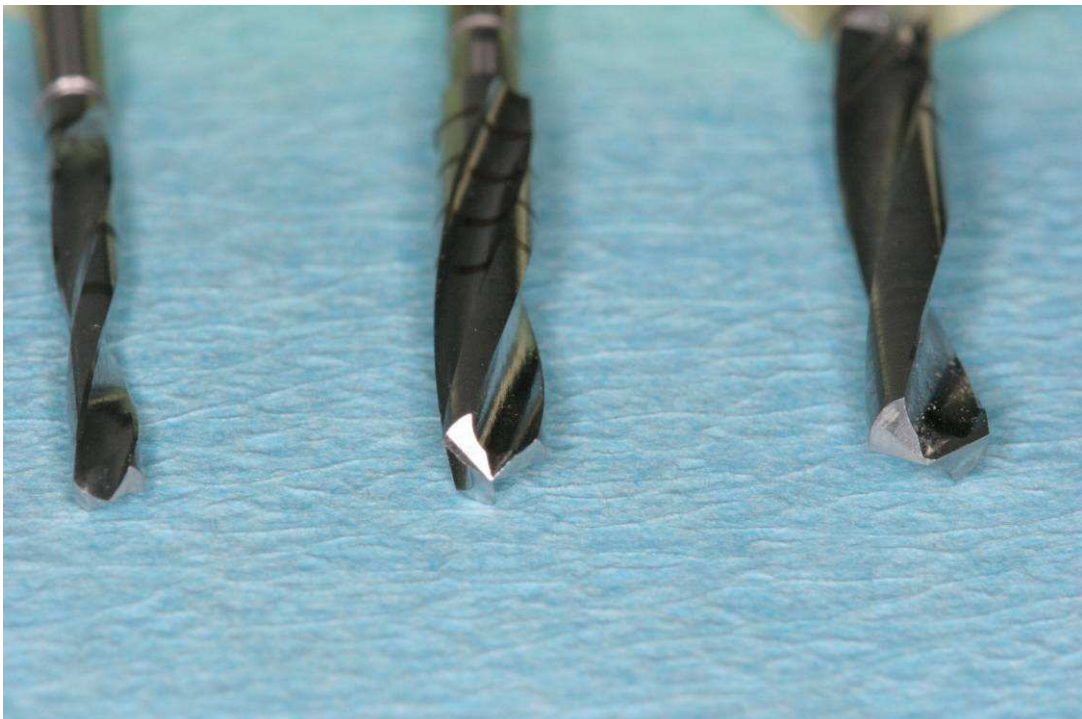
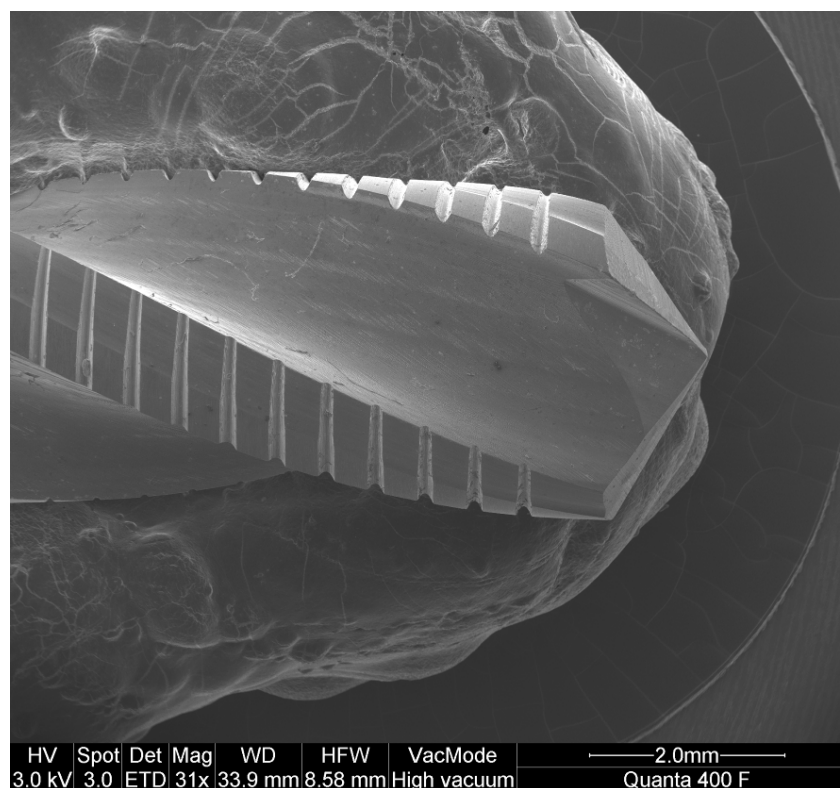


Abbildung 12: Metallbohrer von vorne, Pilotbohrer, Bohrer E und F von links



REM- Aufnahme von Bohrer A (oben) und C (unten):

Die Bohrer sind mit einer plastischen Masse fixiert, die Ausspitzung ist gut erkennbar.

Besonderer Dank an Priv. Doz. Dr. Federlin und Frau Ferstl für die Anfertigung der Aufnahmen

Tabelle 4: Übersicht der verwendeten Bohrer:

<i>Bohrer- durchmesser</i>	<i>Führ- ungs- flächen</i>	<i>Drall- winkel</i>	<i>Spitzen- winkel</i>	<i>Quer- schneide</i>	<i>Rillung</i>	<i>Material</i>	<i>Design</i>
NobelBiocare® Pilotbohrer TWISTDRILL 2,0	2	15	118	Kegel- Mantel- Spitze 8° und Ausspitzung	ohne	Stahl rostfrei	Spiral 2- Schneider
Komet® Bohrer A 3,5 mm	3	6,5	118°, 3-Flächen schliff zur Spitze,	Ausspitzung Standard	ohne	Keramik	Spiral 3 - Schneider
Komet® Bohrer B 3,5 mm	3	6,5	118°, 3-Flächen schliff zur Spitze,	Ausspitzung 10° erhöht	ohne	Keramik	Spiral 3- Schneider
Komet® Bohrer C 3,5 mm	3	6,5	118°, 3-Flächen schliff zur Spitze,	Ausspitzung Standard	mit Links- wendel ung	Keramik	Spiral 3- Schneider
Komet® Bohrer D 3,5 mm	3	6,5	118°, 3-Flächen schliff zur Spitze,	Ausspitzung 10° erhöht	mit Links- wendel ung	Keramik	Spiral 3- Schneider
Wital Bohrer E 3,1 mm	3	15°	120°	1. Freiwinkel 15°, 2. Freiwinkel 25°, Ausspitzung	ohne	Stahl rostfrei	Spiral 3- Schneider
Brånemark® Bohrer F 3,35 mm	2	15°	118°	Kegel- Mantel- Spitze 8° und Ausspitzung	ohne	Stahl rostfrei	Spiral 2- Schneider

2.3.1 Material der Implantatbohrer

Komet (A-D):

Die Keramikbohrer von *Komet*[®] bestehen aus einer Mischkeramik aus Yttrium-teilstabilisierter Zirkondioxidkeramik und Aluminiumoxidkeramik. Zirkonoxid findet unter anderem Verwendung in der Raumfahrtindustrie und zählt zu den Oxidkeramiken.

Die speziellen Eigenschaften dieser Keramik sind eine hohe mechanische und thermische Widerstandsfähigkeit, verbunden mit einer guten Biokompatibilität. Heute findet diese Keramik Verwendung in der Zahnmedizin als Ersatz für Metallgerüste beim festsitzenden Zahnersatz und für Stege und Abutments. Die Herstellung erfolgt mit Hilfe von CAD/CAM-Systemen. Durch das Vermischen von teilstabilisierter Zirkonoxid mit Aluminiumoxidkeramik im Verhältnis 80:20 mit anschließendem Verdichtungs- sowie Sinterprozess (hot isostatic pressing, HIP) wird die Biegefestigkeit der Zirkonoxidkeramik um den Faktor zwei erhöht. Diese Kombination der Werkstoffe führt zu einer Strukturkeramik mit höchster Bruchzähigkeit [65].

Wital (E):

Rostfreier medizinischer Stahl (Herstellerangabe).

NobelBiocare (F):

Die NobelBiocare[®] Bohrer bestehen laut Herstellerangaben aus einem rostfreiem chirurgischen Stahl. In der Regel wird ein chromlegierter, nichtrostender Vergütungsstahl mit einem mittleren Kohlenstoffgehalt für medizinische und chirurgische Instrumente verwendet.

2.4 Probekörper: Schweinerippen

Als natürliche Probekörper werden in den Bohrversuchen Schweinerippen verwendet. Sie zeichnen sich durch eine gute Verfügbarkeit aus und weisen eine der menschlichen Mandibula ähnliche kortiko-spongiöse Struktur auf. Bei früheren Studien haben sich Schweinerippen als adäquate Probekörper für den Ersatz von menschlichen Knochen in experimentellen Fragestellungen gezeigt [19, 21, 66, 67]. Im Bereich der Bohrungen sind natürliche Unterschiede, wie sie in jedem Individuum vorkommen, als adäquat

homogen anzusehen. Abweichungen werden in unserem Versuchsansatz durch Randomisieren, vergleichende Vorbohrung und abschließendes Vermessen aller Bohrlöcher und der zugehörigen Proben- und Kortikalisdicke berücksichtigt.

Die Rippen werden vor den Versuchen vollständig von dem umgebenden Weichgewebe inklusive Periost unter Verwendung eines Skalpells und eines Raspatoriums befreit. Dabei ist es wichtig, das Periost vollständig zu entfernen, um eine ungehinderte Spanabfuhr bei den späteren Bohrversuchen zu ermöglichen. Die Knochen werden frisch aus einer Metzgerei geliefert und bis zu den Versuchen nicht tiefgefroren, um keine strukturellen Veränderungen zu induzieren.

Vor dem Versuch werden die Rippen mit einer kleinen Bandsäge in zwei kortikospongiöse Hälften geteilt. Nach dem Überprüfen der Tauglichkeit als Probekörper werden diese in physiologischer NaCl-Lösung aufbewahrt. Auch vor der Pilot- und Hauptbohrung wird der Knochen bei Zimmertemperatur in physiologischer 0,9% NaCl-Lösung gelagert, um eine Austrocknung zu verhindern.



Abbildung 13: Vorbereitete Schweinerippen in 0,9% NaCl-Lösung

Da bei natürlichen Probekörpern nicht von einer immer gleichmäßigen Kortikalisdicke und Strukturdichte ausgegangen werden kann, wird an den Probekörpern in systematisch wechselnder Reihenfolge und Position gebohrt, um diese natürliche Variabilität möglichst gleichmäßig auf alle Implantatbohrer zu verteilen. Es werden die Bereiche in Richtung der Interkostalgelenke ausgespart. Hier zeigt sich eine im Verhältnis sehr

dünne Kortikalisschicht, diese Bereiche sind also nicht für den Versuch geeignet, da sie dem Bohrer zu wenig Widerstand bieten.

Auf der anderen Seite der Rippe ergeben sich Kortikalisdicken von 1,0- 2,0 mm mit Varianzen $\pm 0,3$ mm.

Die Dicke der Kortikalis allein lässt aufgrund der individuellen Unterschiede in der Knochenstruktur allerdings keine Aussage über die Widerstandsfähigkeit des Implantatlagers zu. Um einen vergleichbaren Wert für die spätere Auswertung zu erhalten, wird stattdessen die Dauer der Pilotbohrung als Maß für die Widerstandsfähigkeit der Probekörper verwendet. Die Dauer der Pilotbohrung beschreibt die für den Hauptversuch relevanten Umstände am besten, da sie die Kernbohrung an der gleichen Stelle vornimmt, an der die Zielbohrung erfolgt und somit den lokalen Materialeigenschaften am besten Rechnung trägt.

2.5 Wärmebildkamera EC 060V (Trotec[®], Deutschland)

Die Wärmebildkamera Trotec[®] EC 060V verfügt nach Herstellerangaben über einen ungekühlten Mikrobolometer- Detektor. Die genaue Funktionsweise wurde im Literaturteil bereits erläutert.

Die technischen Daten nach Herstellerangaben: [68]

- Der eingesetzte Sensor arbeitet in einem Spektralbereich von 8 bis 14 μm .
- Die Bildwiederholungsfrequenz beträgt 50/60 Hertz.
- Die Temperatur kann damit nach Herstellerangaben im Bereich von $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ bis $250\text{ }^{\circ}\text{C}$ gemessen werden, bei einer absoluten Genauigkeit von 2 % oder $2\text{ }^{\circ}\text{C}$.
- Bei 30°C wird die Temperatur bis auf $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ genau bestimmt.
- Es können verschiedene Temperaturspots (*Regions of Interest*) vorgewählt werden, wobei sich ein weiterer Spot entweder auf *Temp. Max* oder *Temp. Min* im Bild justiert. An diesen Punkten wird die aktuelle Temperatur kontinuierlich gemessen.

- Der minimale Fokus Objekt Abstand beträgt 10 cm.
- Die Auflösung der Kamera beträgt *160 x 120 Pixel*, die Pixelgröße beträgt *0,22 x 0,22 mm (bei 10 cm Abstand)*.

Die Kamera überträgt ein kontinuierliches Videobild auf einen Monitor, wobei das Signal im Versuchsaufbau simultan durch einen SVHS-Recorder aufgenommen wird. Auf diese Weise sind eine laufende Zeitmessung und die kontinuierliche Messung der Temperatur an drei eingestellten Bereichen auch noch nachträglich möglich.

2.6 Bohrerantrieb und Winkelstück

Als Bohrantrieb dient der elektronisch gesteuerte Implantatmotor *Elcomed* und das Winkelstück *WS-75 E/KM* (W&H, Bürmoos, Österreich). Dieses System wird auch im klinischen Betrieb des Universitätsklinikum Regensburg für Implantatlageraufbereitungen verwendet. Das Gerät erlaubt es, die gewünschte Drehzahl und die zum Handstück passende Übersetzung einzustellen. Das im Versuch eingesetzte und für Implantationen geeignete Winkelstück hat eine Übersetzung von 20:1. Die Antriebseinheit wird über einen Fußschalter gesteuert.

2.7 Schienensystem und Probenfixierung

Auf dem Schienensystem *UtiliTrak*[®] (HepcoMotion[®], Feucht, D) und dem dazu passenden Laufwagen *UT1WPAP* wird die Knochenprobe befestigt. Hierzu wurde eine spezielle Stahlhalterung individuell angefertigt, auf der die Schweinerippe sicher über Gewindestangen fixiert wird. Die Halterung ist über M6 Inbusschrauben auf dem Laufwagen montiert. Der Laufwagen *UT1WPAP* besitzt 3 V-Nut-Lager (Kunststoffrollen), die reibungsarm in der Aluminiumprofilschiene *UTTA1* laufen [69].

Die maximale axiale Belastung für den Wagen wird laut Firmenangaben mit 155 N angegeben. In der Studie werden deutlich geringere Kräfte (10 N) verwendet. Daher kann hier von einem ausreichend dimensionierten Versuchsaufbau ausgegangen werden.

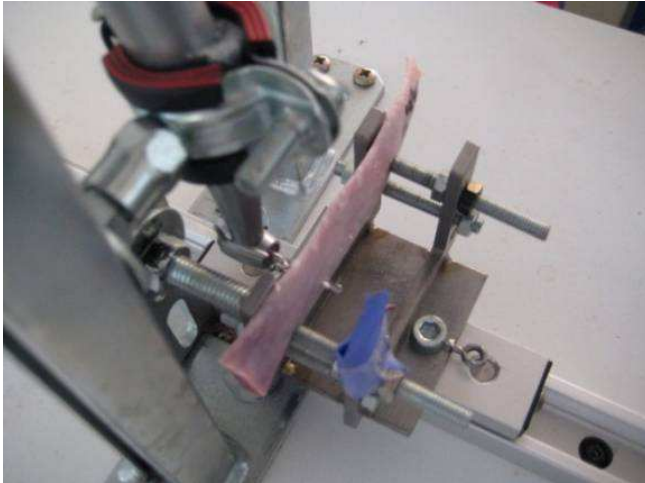


Abbildung 14:
Halbierte Schweinerippe befestigt in
Fixator senkrecht gegen den Implantat-
bohrer bewegt



Abbildung 15:
Bildschirm/Videorekorder/
Implantatmotorantrieb

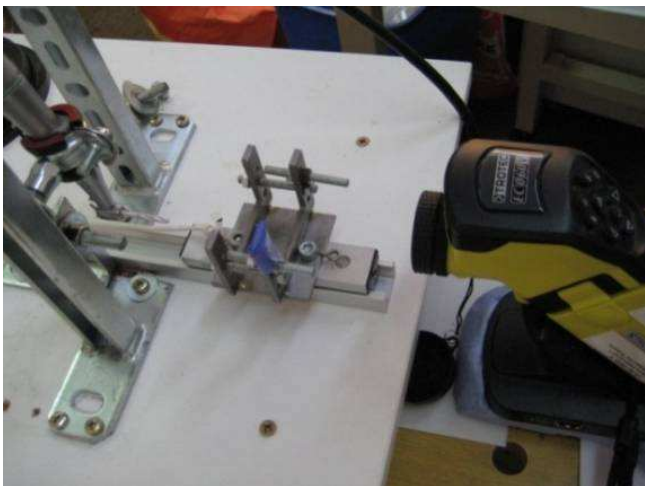


Abbildung 16:
Fokussierung der Kamera (rechts)
auf den Bohrer

Der Wagen ist per Nylonseil, das über eine Umlenkrolle läuft, mit einem definierten Gewicht verbunden. Durch die Schwerkraft wird das Gewicht belastet und der Wagen samt Probekörper gegen den in einem *W&H* Winkelstück fest fixierten Bohrer gezogen. Dadurch wird die Bohrung mit einer konstanten axialen Kraft durchgeführt, wie sie auch dem chirurgischen Vorgehen in der Praxis am nächsten kommt.

Zur Messung der Temperatur wird die Wärmebildkamera auf den rückseitigen Durchtrittspunkt des Bohrers durch die Schweinerippe fokussiert. Die Kamera verfügt über einen Videosignalausgang, mit dem das Wärmebild auf einen externen Bildschirm übertragen und der zeitliche Verlauf der Bohrung mittels SVHS-Rekorder aufgenommen werden kann. Unmittelbar nach dem Durchtritt des Bohrers wird manuell ein Wärmebild ausgelöst, um ein digitales Bild zur genaueren Dokumentation zur Verfügung zu haben. Die Auswertung erfolgt über das Video, welches während der Probebohrung aufgenommen wird, da dieses verzögerungsfreie Messungen erlaubt. Hierbei zeigt sich im Video die maximale Temperatur der Bohrung. Aufgrund der Reaktionszeit und der Auslöseverzögerung ist das digitale Bild zur genauen Bestimmung der maximalen Temperatur nicht geeignet.

2.8 Versuchsaufbau

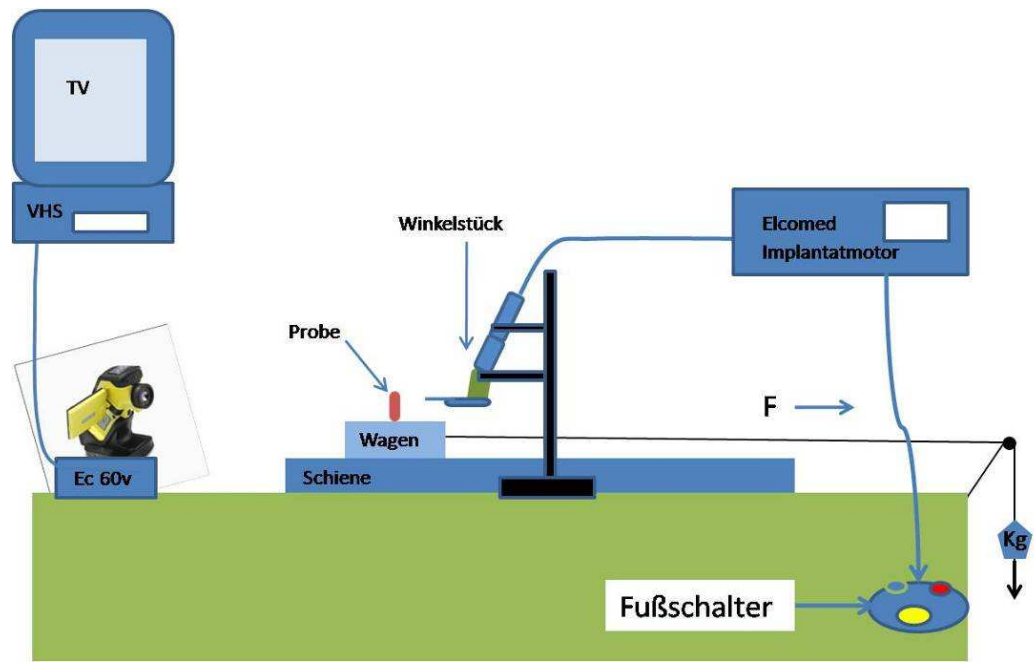


Abbildung 17: Schematischer Versuchsaufbau



Abbildung 18: Versuchsaufbau im Labor

2.9 Versuchsdurchführung

Um eine exakte Temperaturmessung zu gewährleisten, wurde unter konstanten Bedingungen in den Laboratorien der Forschungsabteilung für Mund-, Kiefer-, und Gesichtschirurgie experimentiert. Die Raumtemperatur lag konstant bei 22 °C. Die Jalousien waren immer geschlossen, um den Versuchsaufbau vor Störstrahlung zu schützen. Die halbierten Schweinerippen werden im Kühlschrank aufbewahrt und vor den Bohrungen in physiologischer Kochsalzlösung auf Zimmertemperatur (ca. 22 °C) erwärmt.

Vor dem Einspannen in die Halterung wird die Probe abgetupft, um ein übermäßiges Auskühlen durch die permanente Wasserverdunstung zu vermeiden. Nach dem Einspannen in die Halterung wird der Knochen mit einem *NobelBiocare*® Implantat Pilotbohrer von 2,0 mm Durchmesser vorgebohrt. Alle Pilotbohrungen werden mit demselben Bohrer durchgeführt, hierbei wird die Zeit bis zur Perforation des Knochens gemessen. Dies ist eine Möglichkeit, die Homogenität der Rippen zu überprüfen. Selbst bei makroskopisch gleicher Kortikalis- und Probendicke werden unterschiedliche Bohrzeiten und Temperaturen gemessen, vermutlich aufgrund der mikrostrukturellen Unterschiede in den Probekörpern, wie sie bei allen natürlichen Geweben vorkommen. Nach Zwischenlagerung im Medium und Kontrolle der Temperatur mittels Wärmebild (der Knochen soll wieder eine homogene Temperatur aufweisen) wird die Hauptbohrung mit den testspezifischen Implantatbohrern durchgeführt. Nach jeder Pilot- und Hauptbohrung wird die Rippe aus der Halterung gelöst, weitergeschoben und wieder befestigt. Durch dieses Vorgehen ist eine optimale Zentrierung der Hauptbohrung möglich. Bei Vorversuchen, in denen alle Pilotbohrungen nacheinander durchgeführt wurden, zeigte sich die exakte Zentrierung der Schweinerippe auf den Hauptbohrer als schwierig. Diese Problematik tritt mit der beschriebenen Methode nicht mehr auf. Insgesamt werden so alle sechs Bohrer auf jeder der halbierten Rippen getestet. Um eine Randomisierung, zu erreichen, werden die sechs Bohrer an allen Positionen auf den Rippen getestet, was eine Anzahl von 36 Bohrungen ergibt. Für eine optimale Datenmenge wird dieser Vorgang dreimal wiederholt.

1. Hauptversuchsreihe mit 60 U/min und 10 N Kraft
2. Hauptversuchsreihe mit 800 U/min und 10 N Kraft

2.9.1 Messung

Zeitmessung und Bohrvorgang werden simultan gestartet. Nach dem Durchtritt des Bohrers aus der Probe wird die Zeit gestoppt und gleichzeitig der Bohrvorgang angehalten. Danach erfolgt eine Kontrollaufnahme in Form eines Infrarotbildes (SAT-Aufnahme). Nach der SAT-Aufnahme wird die Videoaufnahme angehalten. Zu jeder Bohrung werden die Zeitmarke auf dem Videorecorder und das passende Bild notiert. Die maximale Temperatur des Bohrers und die Anfangstemperatur der Probe werden durch systematisches Auswerten des Videofilms ermittelt. Hierbei kann das SVHS-Video Frame für Frame bis zur maximalen Temperatur ausgewertet werden. Nach Abschluss aller Bohrungen wird die Schweinerippe der Länge nach durchtrennt. Es wird nun mit einem Tasterzirkel die Dicke des gesamten Knochens und der Kortikalis an den Orten der jeweiligen Bohrungen bestimmt und registriert.

2.9.2 Statistische Auswertungsmethoden

Die Messwerte werden mit dem Statistikprogramm PASW Statistics 18 der Firma IBM ausgewertet und dargestellt. Der Vergleich der Bohrzeiten und der Temperaturentwicklungen für die jeweiligen Bohrköpfe erfolgt anhand eines Mittelwertvergleichs durch eine einfaktorielle Varianzanalyse, in der die Zeit der Pilotbohrung als Kovariate berücksichtigt wird. Mit Hilfe der Kovariaten lässt sich der Einfluss der natürlichen inhomogenen Probekörper auf die Bohrzeiten und Temperaturentwicklungen mathematisch korrigieren, was zu genaueren und vergleichbareren Ergebnissen führt. Bei einem signifikanten Ergebnis werden anschließend die einzelnen Gruppen in einer *Post-Hoc-Analyse* mit Bonferroni-Korrektur verglichen. Die Bohrzeiten der Pilotbohrungen werden ebenso mit einer einfaktoriellen ANOVA (Varianzanalyse) verglichen.

3 Ergebnisse

Im folgenden Kapitel werden die Ergebnisse für die einzelnen Beurteilungskriterien graphisch und tabellarisch dargestellt.

3.1 Definition der verwendeten Begriffe

- ΔT in °C ist definiert als die Differenz aus der maximalen Temperatur und der Ausgangstemperatur des Probekörpers.
- Drehzahl in Umdrehungen pro Minute, Abkürzung: U/min, UPM oder Englisch RPM.
- Die Bohrzeit (in Sekunden) ist definiert als die Dauer vom Beginn der Bohrung bis zum Durchtritt des Bohrers aus dem Probekörper.
- Die Pilotbohrzeit (in Sekunden) ist definiert als die Dauer vom Beginn der Bohrung mit dem Pilotbohrer bis zum Durchtritt des Bohrers aus dem Probekörper.
- Die 3-schneidigen Spiralbohrer aus Keramik A, B, C und D sind von der Firma *Komet* (3,5 mm Ø).
- Der 3-schneidige Spiralbohrer E ist von *Wital* (3,1 mm Ø).
- Der 2-schneidige Spiralbohrer F stammt von *NobelBiocare* (3,35 mm Ø).

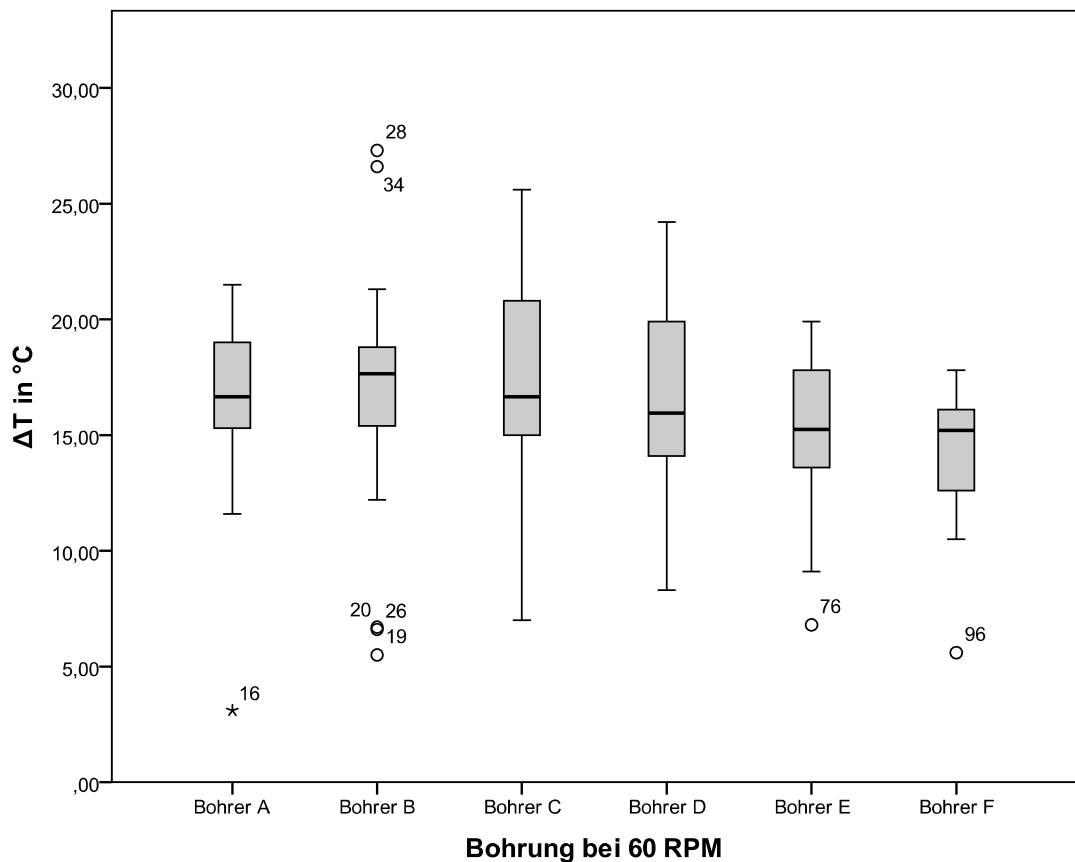
3.2 Ergebnisse der Temperaturdifferenzmessung ΔT (°C)

ΔT in °C bei 60 UPM:

Tab. 6: Übersicht der Messwerte für die einzelnen Bohrer bei 60 UPM

ΔT in °C bei 60 UPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen	18	18	18	18	18	18
Mittelwert	16,3	16,5	17,1	16,6	15,0	14,3
Median	16,7	17,7	16,7	15,9	15,3	15,2
Standardabweichung	4,2	5,9	5,1	4,1	3,3	2,9
Minimum	3,1	5,5	7,0	8,3	6,8	5,6
Maximum	21,5	27,3	25,6	24,2	19,9	17,8
Perzentile 25	15,1	14,6	14,7	13,9	13,4	12,58
75	19,1	18,9	20,8	20,0	17,8	16,1

Abbildung 19: Boxplot der Temperaturdifferenzmessung ΔT (°C) bei 60 RPM



Die Grafik zeigt die Messwerte der Temperaturdifferenz für die 6 verschiedenen Bohrer bei 60 UPM. Dargestellt sind jeweils die 25. und 75. Perzentile als

Begrenzung des Boxplots. Die Linie im Boxplot entspricht dem Median. Die Whisker umfassen die außerhalb der Box liegenden Messwerte [70] ., Ausreißer werden als Kreis dargestellt, Extreme Werte als Stern. Ausreißer sind Werte, deren Abstand vom 25%-Perzentil nach unten bzw. vom 75%-Perzentil nach oben zwischen dem 1,5fachen und dem 3fachen der Boxhöhe liegt. Die Boxhöhe gibt den Abstand zwischen dem 25%- und dem 75%-Perzentil wieder. Der Abstand extremer Werte von dem 25%- oder dem 75%- Perzentil beträgt mehr als das Dreifache der Boxhöhe [71] .

Die gemessenen Temperaturdifferenzen bei 60 UPM zeigen nur geringe Unterschiede zwischen den Bohrern.

- Den höchsten Mittelwert hat Bohrer C mit 17,1 °C (SD 5,1 °C).
- Den niedrigsten Mittelwert hat Bohrer F mit 14,3°C (SD 2,9 °C).
- Bei Bohrer B sind vermehrt Ausreißer nach oben/unten erkennbar.

Statistische Signifikanz:

Die univariate Varianzanalyse zeigt keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Temperaturveränderungen zwischen den Bohrern bei 60 UPM:

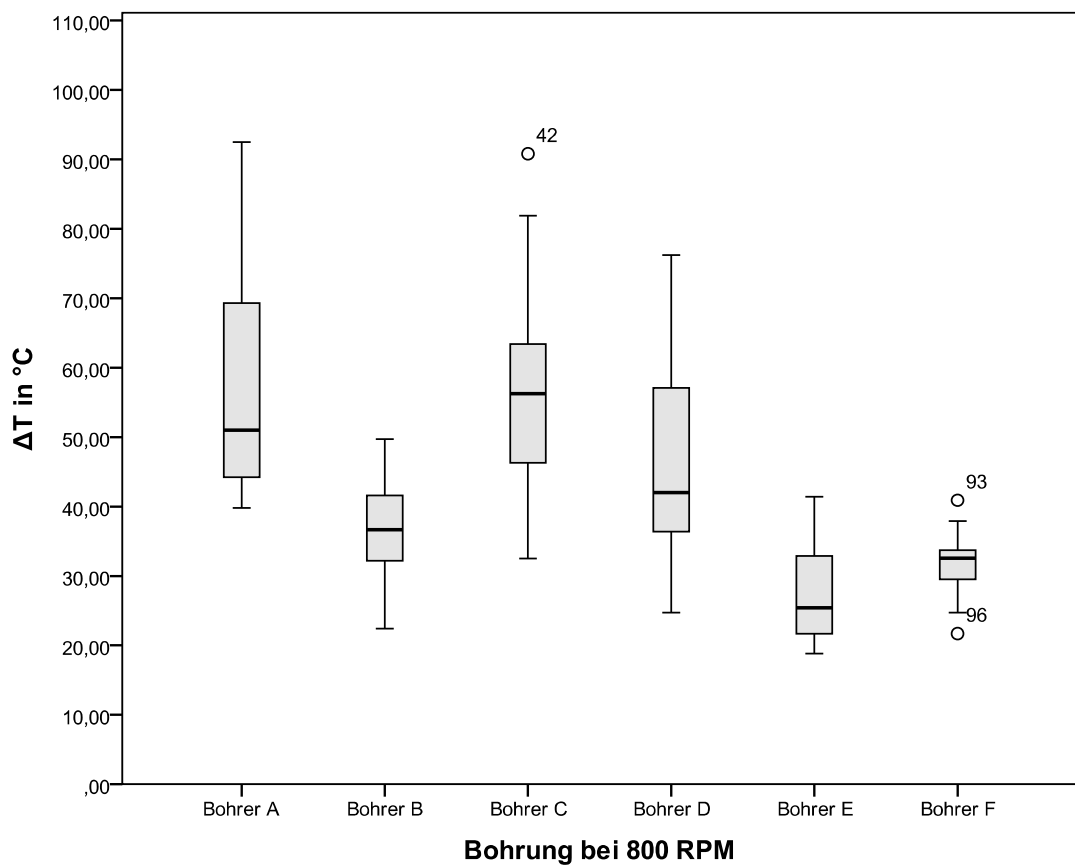
p=0,457

ΔT in °C bei 800 UPM:

Tab. 7: Übersicht der Messwerte für die einzelnen Bohrer bei 800 UPM

ΔT in °C bei 800UPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen	18	18	18	18	18	18
Mittelwert	58,5	37,0	56,6	45,5	26,7	31,8
Median	51,0	36,7	56,3	42,0	25,4	32,6
Standardabweichung	17,2	7,4	14,8	12,4	6,7	4,8
Minimum	39,80	22,40	32,50	24,70	18,80	21,70
Maximum	92,50	49,70	90,80	76,20	41,40	40,90
Perzentile 25	43,93	31,93	45,63	36,05	21,23	28,88
75	72,13	41,88	64,58	57,18	33,08	34,23

Abbildung 20: Boxplot für die Temperaturdifferenz ΔT (°C) bei 800 RPM



Die größte Streuung der Messwerte wurde bei den Bohrern A, C und D festgestellt. Bei den Bohrer B, E und F wurden im Vergleich niedrigere Temperaturanstiege gemessen als bei den anderen Bohrern.

- Den höchsten Mittelwert hat Bohrer A 58,5 °C (SD 17,2°C)
- Den niedrigsten Mittelwert hat Bohrer E 26,7 °C (SD 6,7°C)

Statistische Signifikanz:

Die univariate Varianzanalyse zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied in der Temperaturveränderung zwischen den Bohrern:

p<0,001

Im *Post-Hoc-Bonferroni-Paar-Vergleich* ergeben sich folgende signifikanten Unterschiede:

Tab. 8 Ergebnisse der Bonferroni Analyse mit Berücksichtigung der Kovariate (Pilotbohrung):

	Bohrer A	Bohrer B	Bohrer C	Bohrer D	Bohrer E	Bohrer F
Bohrer A		hochsig		Sig	hochsig	hochsig
Bohrer B	hochsig		hochsig			
Bohrer C		hochsig			hochsig	hochsig
Bohrer D	sig				hochsig	hochsig
Bohrer E	hochsig		hochsig	hochsig		
Bohrer F	hochsig		hochsig	hochsig		

sig: p<0,05 hochsig: p<0,01 leer: nicht signifikant

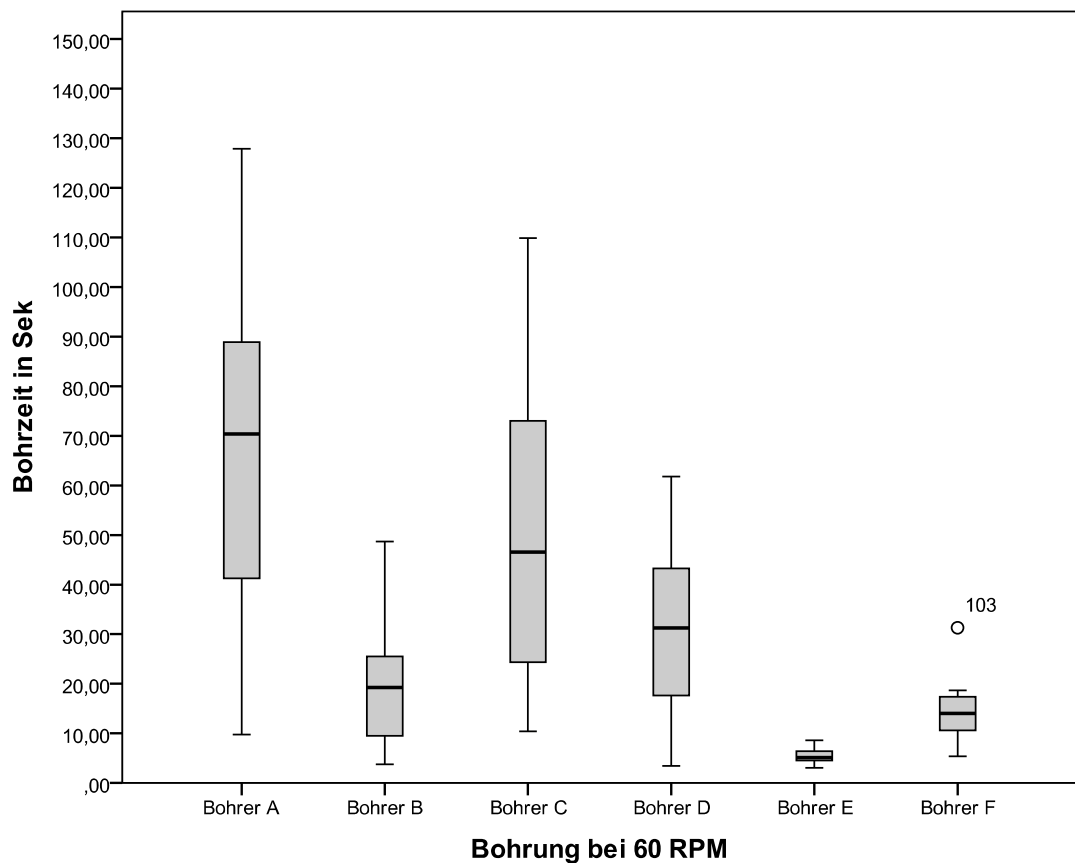
3.3 Ergebnisse der Bohrzeiten

Bohrzeit in Sekunden bei 60 UPM:

Tab.9: Übersicht der Messwerte für die einzelnen Bohrer bei 60 UPM

Bohrzeit in Sek bei 60 RPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen	18	18	18	18	18	18
Mittelwert	63,3	19,5	50,5	31,6	5,3	14,3
Median	70,3	19,3	46,5	31,2	5,1	14,0
Standardabweichung	34,4	11,4	30,4	17,3	1,4	5,8
Minimum	9,8	3,8	10,4	3,5	3,0	5,4
Maximum	127,9	48,7	109,8	61,8	8,6	31,3
Perzentile 25	36,1	9,4	23,4	17,3	4,4	10,4
75	89,7	25,6	75,5	44,95	6,5	17,5

Abbildung 21: Boxplot der Bohrzeit beider Gruppe 60 UPM



- Die größte Streuung der Messwerte ergab sich bei den Bohrern A und C.
- Bohrer E hat eine äußerst geringe Streuung, ebenso Bohrer F.
- Den höchsten Mittelwert hat Bohrer A 63,3s (SD 34,4s).
- Den niedrigsten Mittelwert hat Bohrer E 5,31s (SD 1,45s) .

Statistische Signifikanz:

Die univariate Varianzanalyse zeigt statistisch signifikante Unterschiede zwischen den Bohrzeiten der einzelnen Bohrer bei 60 UPM:

p<0,001

Im *Post-Hoc-Bonferroni-Paar-Vergleich* ergeben sich die folgenden signifikanten Unterschiede:

Tab. 10: Ergebnisse der Bonferroni Analyse mit Berücksichtigung der Kovariate (Pilotbohrung)

Bohrzeit	Bohrer A	Bohrer B	Bohrer C	Bohrer D	Bohrer E	Bohrer F
Bohrer A		hochsig		hochsig	hochsig	hochsig
Bohrer B	hochsig		hochsig			
Bohrer C		hochsig		hochsig	hochsig	hochsig
Bohrer D	hochsig		hochsig		hochsig	
Bohrer E	hochsig		hochsig	hochsig		
Bohrer F	hochsig		hochsig			

sig: p<0,05 hochsig: p<0,01 leer: nicht signifikant

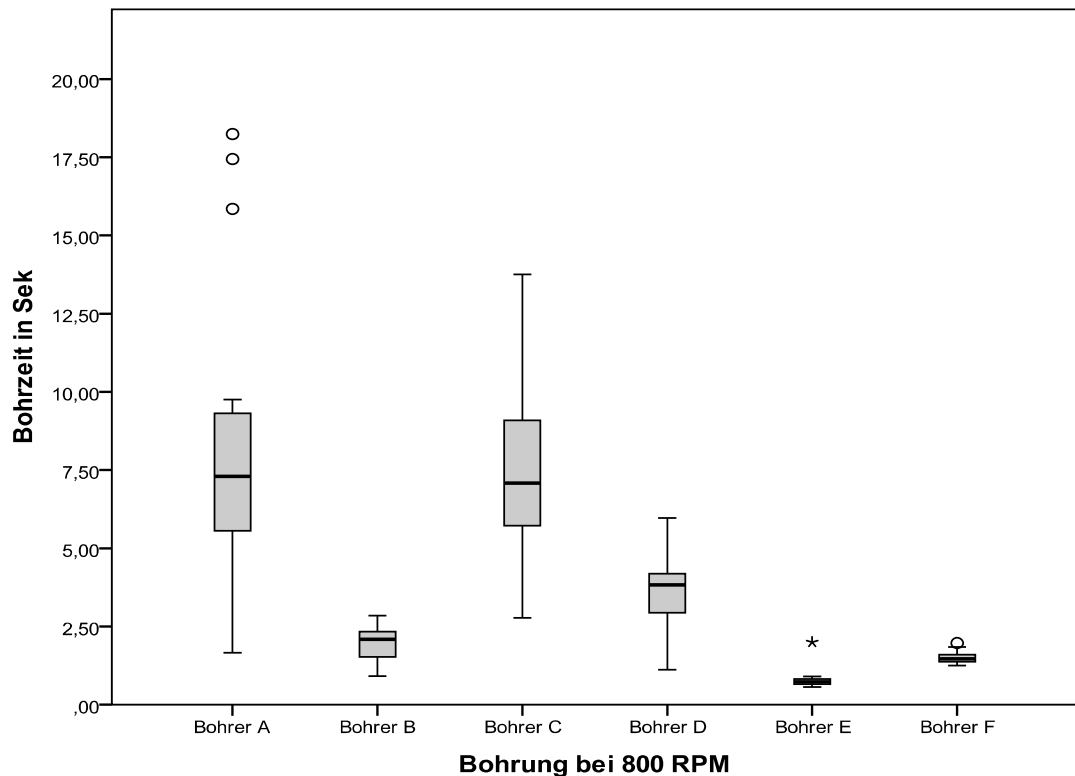
Bohrzeit in Sekunden bei 800 UPM:

Tab. 11: Übersicht der Messwerte für die einzelnen Bohrer bei 800 UPM

Bohrzeit bei 800 UPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen	18	18	18	18	18	18
Mittelwert	8,2	1,9	7,2	3,7	0,8	1,5
Median	7,3	2,1	7,1	3,8	0,74	1,5
Standardabweichung	4,7	0,54	2,75	1,28	0,31	0,2
Minimum	1,66	0,91	2,78	1,12	0,57	1,25
Maximum	18,24	2,85	13,75	5,97	2,00	1,97
Perzentile 25	5,17	1,50	5,47	2,92	,65	1,37
75	9,42	2,35	9,16	4,28	0,83	1,64

- Die größte Streuung der Messwerte ergab sich bei den Bohrern A und C.
- Bohrer E hat eine äußerst geringe Streuung bei den Bohrzeiten, ebenso die Bohrer F und B.
- Bohrer A und B benötigten die längsten Zeiten:
8,2 s (SD 4,7 s) und 7,2 s (SD 2,75 s).
- Bohrer E benötigte die kürzeste Zeit: 0,8 s (SD 0,31 s).

Abbildung 22: Boxplot der Bohrzeit bei der Gruppe 800 RPM



Statistische Signifikanz:

Die univariate Varianzanalyse zeigt statistisch signifikante Unterschiede der Bohrzeiten zwischen den einzelnen Bohrern: **p<0,001**. Im *Post-Hoc-Bonferroni-Paar-Vergleich* ergeben sich folgende signifikanten Unterschiede:

Tab. 12: Bonferroni Ergebnisse Bohrzeit bei 800 UPM:

	Bohrer A	Bohrer B	Bohrer C	Bohrer D	Bohrer E	Bohrer F
Bohrer A		hochsig		sig	hochsig	hochsig
Bohrer B	hochsig		hochsig			
Bohrer C		hochsig			hochsig	hochsig
Bohrer D	sig				hochsig	hochsig
Bohrer E	hochsig		hochsig	hochsig		
Bohrer F	hochsig		hochsig	hochsig		

sig: p<0,05 hochsig: p<0,01 leer: nicht signifikant

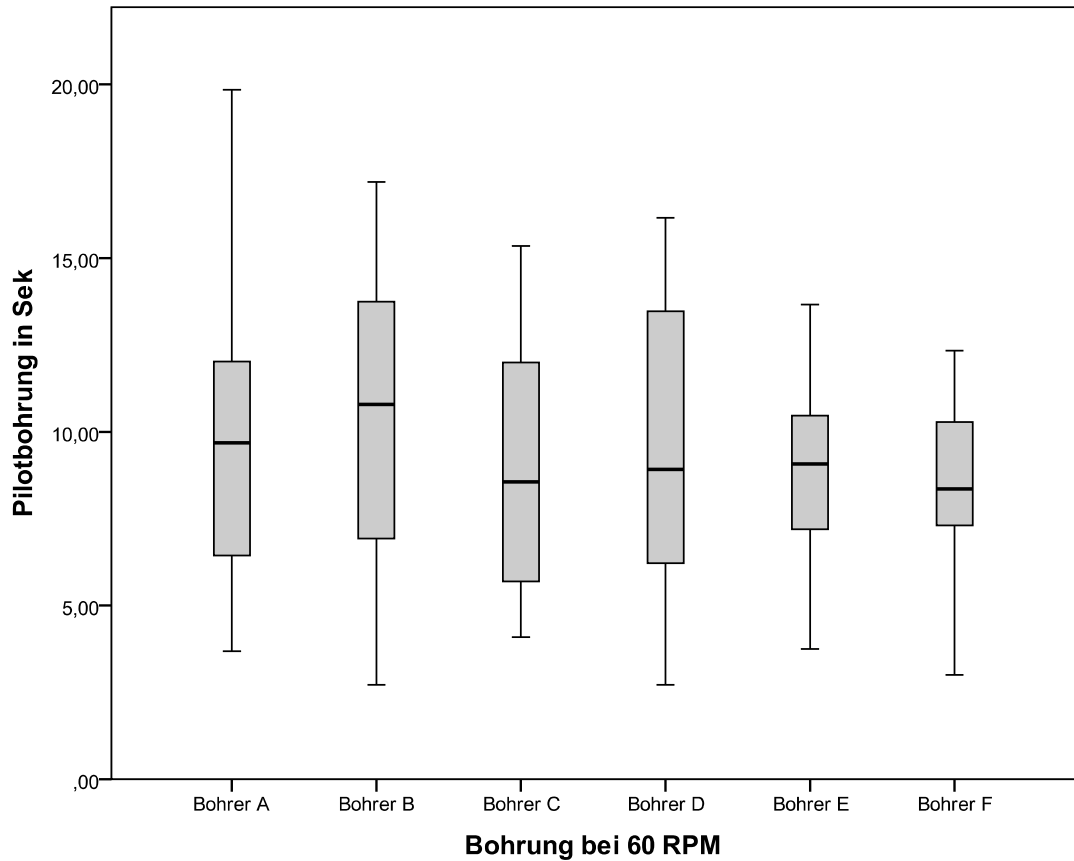
3.4 Ergebnisse der Pilotbohrungen in Sekunden

Die Pilotbohrungen wurden mit 240 UPM und 10 N durchgeführt. Die Bezeichnung 60 und 800 UPM bezieht sich hier auf die beiden Gruppen des Hauptversuchs.

Tab.13 Übersicht der Messwerte für die Pilotbohrung in der Gruppe 60 UPM

Pilotbohrung in Sekunden bei 240 UPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen						
Mittelwert	9,8	9,9	8,9	9,5	8,8	8,3
Median	9,7	10,8	8,6	8,9	9,1	8,4
Standardabweichung	4,5	4,4	3,5	4,4	2,7	2,9
Minimum	3,7	2,7	4,1	2,7	3,8	3,0
Maximum	19,9	17,2	15,4	16,2	13,7	12,3
Perzentile 25	6,1	6,3	5,4	5,9	6,9	6,9
75	12,1	13,8	12,1	13,8	10,6	10,6

Abbildung 23: Boxplot für die Dauer der Pilotbohrung in Sekunden bei den Probekörpern der Gruppe 60 RPM



- Den höchsten Mittelwert hat Bohrer B 9,9 s (SD 4,4 s).
- Den niedrigsten Mittelwert hat Bohrer F 8,3 s (SD 2,9s).

Statistische Signifikanz:

Der *One way Anova* Test zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Dauer der Pilotbohrungen für die verschiedenen Bohrer:

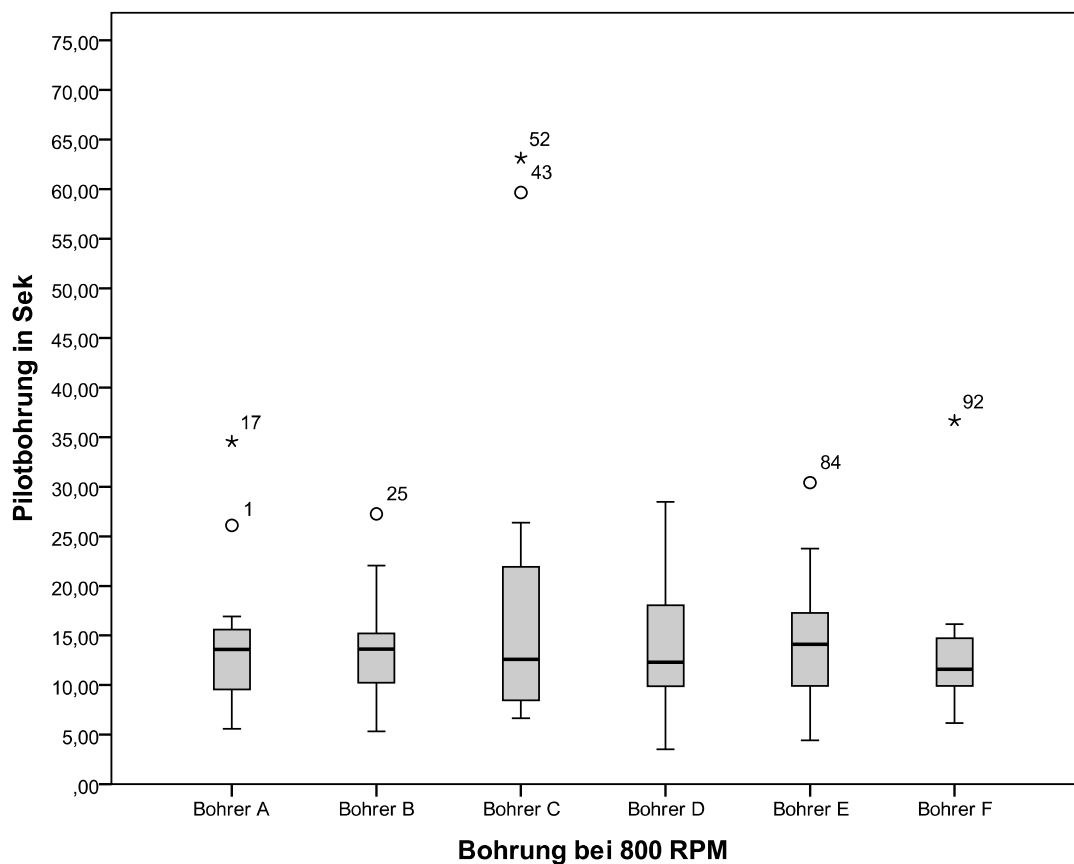
p=0,778

Pilotbohrung in Sekunden bei 800 UPM

Tab. 14 Übersicht der Messwerte für die Pilotbohrung in der Gruppe 800 UPM

Pilotbohrung in Sekunden bei 800 UPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen	18	18	18	18	18	18
Mittelwert	14,2	13,6	19,0	14,2	14,7	13,2
Median	13,6	13,6	12,6	12,3	14,1	11,6
Standardabweichung	6,8	5,6	16,5	6,9	6,2	6,5
Minimum	5,6	5,3	6,7	3,5	4,4	6,2
Maximum	34,6	27,3	63,1	28,5	30,4	36,7
Perzentile 25	9,4	10,1	8,4	9,8	9,6	9,9
75	15,7	15,5	22,1	18,2	17,3	14,8

Abbildung 24: Boxplot für die Dauer der Pilotbohrung in Sekunden bei den Probekörpern der Gruppe 800 RPM



- Im Vergleich zu den Pilotbohrungen der Gruppe RPM 60 ergibt sich ein ähnliches Verteilungsmuster.
- Den höchsten Mittelwert hat Bohrer C: 19,0 s (SD 16,5 s).
- Den niedrigsten Mittelwert hat Bohrer F: 13,19 s (SD 6,5s).
- Die Mittelwerte waren bei den Pilotbohrungen für die 2. Hauptversuch (800 UPM) deutlich höher als beim 1. Hauptversuch (60 UPM).

Statistische Signifikanz:

Der *One-way-Anova* Test zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen der Dauer der Pilotbohrungen für die verschiedenen Bohrer:

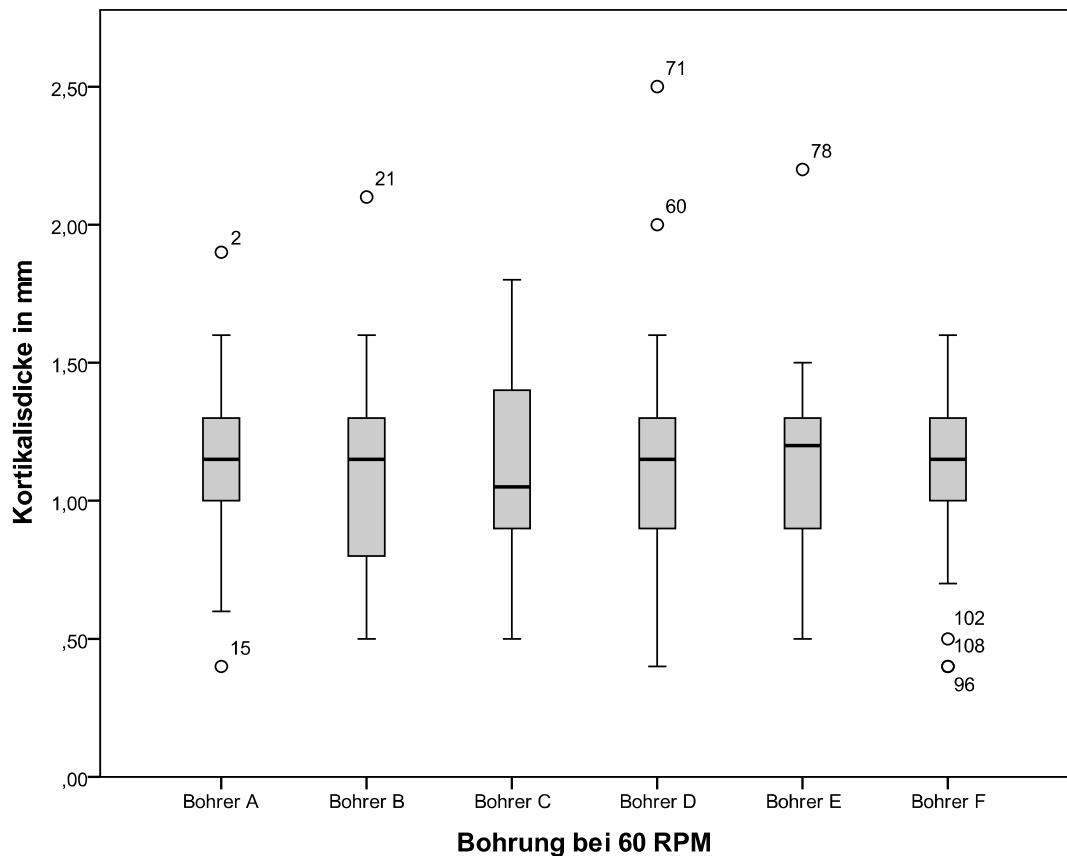
p=0,416

3.5 Kortikalisdicke der Probekörper in Millimetern bei 60 und 800 UPM

Tab. 15 Übersicht der Messwerte für die Kortikalisdicke in der Gruppe 60 UPM

Kortikalisdicke in Millimetern bei 60 UPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen	18	18	18	18	18	18
Mittelwert	1,12	1,12	1,13	1,17	1,16	1,06
Standardabweichung	0,37	0,43	0,35	0,49	0,37	0,35
Minimum	0,4	0,5	0,5	0,4	0,5	0,4
Maximum	1,9	2,1	1,8	2,5	2,2	1,6

Abbildung 25: Boxplot über die Messwerte der Kortikalisdicke bei den Probekörpern in der Gruppe mit 60 UPM



Statistische Signifikanz:

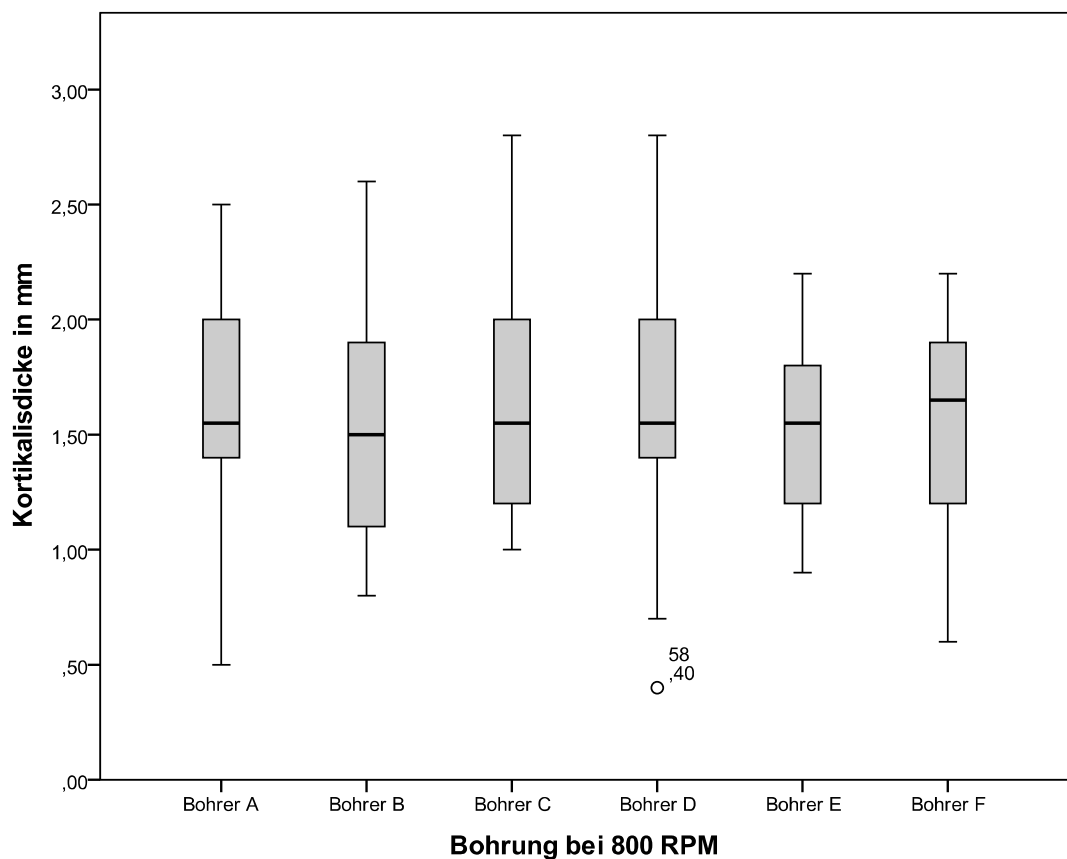
Der *One-way-Anova* Test zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Kortikalisdicken der Probekörper für die verschieden Bohrer bei 60 UPM:

p= 0,969

Tab. 16 Übersicht der Messwerte für die Kortikalisdicke in der Gruppe 60 UPM

Kortikalisdicke in Millimeter bei 800 UPM	A	B	C	D	E	F
Anzahl Bohrungen	18	18	18	18	18	18
Mittelwert	1,6	1,55	1,61	1,61	1,51	1,56
Standardabweichung	0,51	0,56	0,48	0,61	0,42	0,42
Minimum	0,5	0,8	1,0	0,4	0,9	0,6
Maximum	12,5	2,6	2,8	2,8	2,2	2,2

Abbildung 26: Boxplot über die Messwerte der Kortikalisdicke bei den Probekörpern in der Gruppe mit 800 UPM



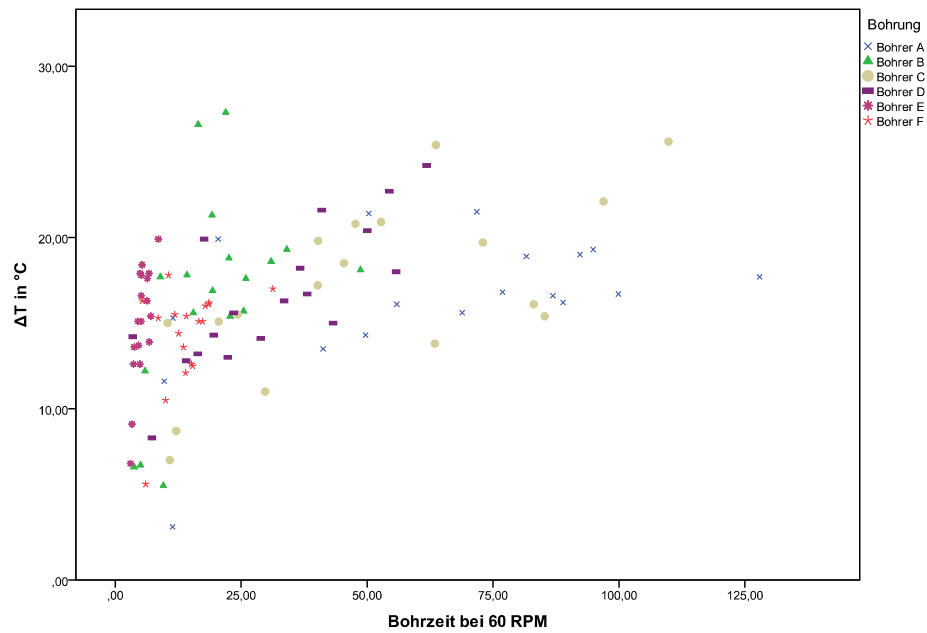
Statistische Signifikanz:

Der *One-way-Anova* Test zeigt keinen statistisch signifikanten Unterschied zwischen den Kortikalisdicken der Probekörper für die verschieden Bohrer bei 800 UPM:

p=0,987

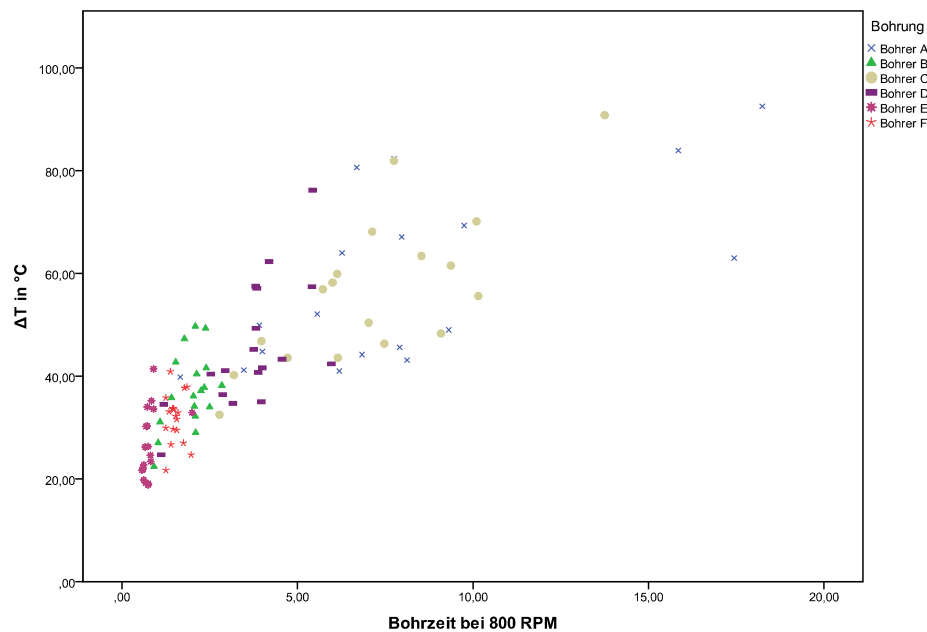
Es zeigen sich keine statistisch signifikanten Unterschiede innerhalb der beiden Gruppen. Auffällig ist die bei 800 UPM generell dickere Kortikalis der Probekörper.

Abbildung 25: ΔT in Abhängigkeit von der Bohrzeit bei 60 RPM



Man erkennt eine eindeutige Verteilung der Messwerte. Die Temperaturdifferenz ΔT scheint eine positive Korrelation zur Bohrzeit zu haben.

Abbildung 28: ΔT in Abhängigkeit von der Bohrzeit bei 800 RPM



Wie bei der niedertourigen Bohrung mit 60 RPM verteilen sich auch bei 800 RPM die Messwerte. Hier ist ebenfalls eine positive Korrelation zwischen Temperatur und Bohrzeit zu vermuten.

4 Diskussion

Ziel dieser Arbeit ist ein *in vitro*- Vergleich der einzelnen Bohrer im kortikalen Knochen bei zwei bestimmten Drehzahlen, anhand der gemessenen Temperaturen und Bohrzeiten. Zielparameter sind die Bohrzeit als Ausdruck der Schneideleistung und die Temperaturerhöhung als Ausdruck der thermischen Belastung, denn für den klinischen Einsatz ist eine möglichst effektive Bohrleistung bei möglichst geringer Erwärmung erwünscht.

4.1 Diskussion der Methode

Um einerseits den Empfehlungen aus der Literatur zu folgen und andererseits vergleichbare Messwerte für die verschiedenen Bohrer (Tabelle 4) zu erhalten, wurden die Bohrungen in 2 Gruppen mit unterschiedlichen Drehzahlen (60 UPM und 800 UPM) aufgeteilt. Hierbei sollte untersucht werden, in welchem Ausmaß sich das Bohrerdesign bei zwei verschiedenen Drehzahlen auf die Temperaturentwicklung auswirkt. Den Einfluss des Designs auf Drehmoment, Temperatur und Bohrzeit hat FUCHSBERGER in einer Studie untersucht und das Design für einen Spiralbohrer optimiert [38]. Die hier dargestellten Versuche wurden im Bereich der Forschungsabteilung der MKG-Chirurgie im Uniklinikum Regensburg durchgeführt. Mit Verwendung eines Chirurgie-Winkelstücks und -motors sollte der Versuchsaufbau der klinischen Praxis am Patienten so nahe wie möglich kommen. Obwohl nach Untersuchungen von REINGEWIRTZ et al. [31] die Art des Motors keinen Einfluss auf den Anstieg der Knochentemperatur haben soll, entschieden wir uns für den im Klinikum Regensburg verwendeten Chirurgiemotor.

Es wurde immer mit einer konstanten axialen Kraft von 10 N gebohrt. Dieser Wert wurde nach Literaturvorgaben [24, 31] gewählt, in denen mit ähnlich großen Kräften experimentiert wurde. Über die Vorversuche wurde diese Kraft als geeignet bewertet. In früheren Studien [18, 34] wurde hingegen mit konstanten Vorschüben

gearbeitet. Dabei wird eine unbestimmte Kraft auf den Bohrer ausgeübt, die je nach Widerstandsfähigkeit des knöchernen Lagers variiert. Als weiterer Nachteil ist bei zu hohen Vorschüben die sehr reduzierte Dauer der Bohrung zu sehen. Im kortikalen Knochen entspricht die Ausübung einer konstanten Kraft am ehesten der chirurgischen Praxis.

Die Kraft, mit der gebohrt wird, ist in den zahlreichen Studien als einer der entscheidenden Faktoren für die Temperaturentwicklung im Knochen angegeben worden. BACHUS et al. [72] beschreibt, dass die gemessene Temperatur bei steigender Kraft sinkt. In seiner Studie wurde mit sehr hohem Axialkräften gearbeitet und die applizierte Kraft von 57 N (!) in Schritten auf 130 N gesteigert. Die gemessenen Durchschnittstemperaturen fielen mit ansteigender Kraft ab. FUCHSBERGER [41] kommt zu einem ähnlichen Ergebnis. Er beschreibt, dass bei höheren Kräften (>40N bei 500-1000 U/min) die thermische Schädigung des Knochens klein wird. Hierbei geht Fuchsberger auf den kausalen Zusammenhang ein, dass bei steigender Kraft die Dauer der Bohrung erheblich abnimmt.

BRISMAN et al. [50] beschreibt dagegen, dass eine alleinige Erhöhung der axialen Kraft (im Bereich von 12-24 N) oder der Drehzahl (im Bereich von 1800 – 2400 UPM) eine Zunahme der Temperatur zu Folge hat. Nur bei der simultanen und gleichgerichteten Veränderung beider Parameter (der Kraft und der Drehzahl) berichtet BRISMAN, dass es wegen eines effizienteren Schneidens nicht zu einer Zunahme der Temperatur kommt. Beim Bohren sollte nach FUCHSBERGER [41] nicht zu zaghaft, aber auch nicht mit zu hoher Kraft gebohrt werden. Die vergleichende Betrachtung der Studien ist zudem dadurch erschwert, dass völlig unterschiedliche Bohrer sowie sehr unterschiedliche Parameter benutzt worden sind. Die Temperaturentwicklung der einzelnen Bohrer bei verschiedenen axialen Kräften wurde im Rahmen dieser wissenschaftlichen Arbeit nicht untersucht, um die Zahl der Variablen zu begrenzen. Das bleibt ggf. weiteren Versuchen vorbehalten.

Als Probekörper wurden längs halbierte Schweinerippen verwendet. Diese Art von Probekörper wurde bereits in früheren Versuchen benutzt, da Sie in Ihren mechanischen Eigenschaften mit menschlichem Knochen vergleichbar sind. [19, 21, 66, 67]. Um die individuellen Unterschiede der lokalen Bohrstellen zu kompen-

sieren, wurden die Versuche randomisiert durchgeführt. Vor jeder Hauptbohrung wurde eine Pilotbohrung durchgeführt. Die dabei gemessene Zeit ist ein gutes Maß für die lokale Widerstandsfähigkeit des Probekörpers. Zu dieser Vorgehensweise ist in der bisherigen Literatur nichts beschrieben, sie erlaubt aber nach unserer Ansicht eine gewisse Korrelation mit der lokal vorhandenen Knochenqualität.

Die Messung der Temperatur bei Bohrversuchen erfolgt nach der Literatur im Wesentlichen durch zwei unterschiedliche Ansätze. Eine Methode verwendet Thermosensoren (Tabelle 2) im Knochen und die andere ein IR-Thermografiesystem (Tabelle 1).

Wie schon zuvor beschrieben, besitzt die Thermografie einige Vorteile im Vergleich zur Sondenmessung. Die trägheitslose Erfassung des gesamten Versuchsfeldes und die kontinuierliche, berührungslose Messung sind in erster Linie zu nennen. Um die Temperaturentwicklung im Inneren des Knochens sichtbar zu machen, wird der Fokus der Kamera bei unserem Versuchsaufbau auf die Rückseite des Probekörpers gerichtet [18]. Dabei ist es möglich, simultan die Temperaturentwicklung an der Spitze des Bohrers im Moment des Durchtritts und das Wärmeprofil im benachbarten Knochen zu erfassen. Die Temperatur beim Perforieren der Kortikalis auf der Rückseite zu messen, ist nach unserer Auffassung eine gute Möglichkeit, die Temperaturentwicklung in der Tiefe des Knochens abzubilden [59]. In der Studie von KIM et al. [21] wird die Messung von der Seite durchgeführt. Dadurch entgehen der Kamera die wesentlichen Vorgänge im Inneren des Knochens. Gewisse Fehlerquellen bei der Temperaturmessung mit der Infrarotkamera gilt es zu beachten und zu vermeiden. Die Reflexion von Infrarotstrahlung an spiegelnden Oberflächen kann Artefakte erzeugen, auch ist die Bestimmung der absoluten Temperatur mit der Infrarottechnik [36] unsicher, eine Temperaturdrift des Sensors (Mikrobolometer-Array) kann die gemessenen absoluten Temperaturwerte verfälschen. Dieser Nachteil wird durch die Berechnung der relativen Temperatur umgangen. In dieser Studie wurden die gemessenen Temperaturen im Verhältnis zur Knochentemperatur bestimmt.

Die Versuche wurden mit 60 und mit 800 UPM durchgeführt. Die Bohrer sind zwar prinzipiell für höhere Drehzahlen ausgelegt, dann aber nur mit effektiver Wasser-

kühlung zu verwenden. Eine Wasserkühlung hätte den Versuchsaufbau und die Messungen kompliziert. Die unterschiedlichen Drehzahlen repräsentieren die Temperaturentwicklung der Bohrer bei verschiedenen Einsatzbereichen. Zusätzlich soll die niedrige Drehzahl das klinische Verhalten der Bohrer bei ungekühlten Bohrungen zeigen. Der Hintergrund ist die Hypothese, dass der Knochen bei ungekühlten niedertourigen Bohrungen nicht geschädigt wird und die Gewinnung von hochwertigem autologem Knochen einfacher möglich wird, da die Bohrspäne nicht weggespült oder kontaminiert werden [21]. Die erfolgreiche Anwendung dieser Methode im klinischen Einsatz diene als Basis für die vorliegende Studie [59].

Die höhere Drehzahl 800 UPM entstammt der Literatur und liegt im Mittel der bisherigen Studien (Tab.2). Die Implantathersteller geben je nach Größe und Art des Bohrers verschiedene Drehzahlempfehlungen (400-2000 UPM). Bei steigendem Durchmesser sollte aufgrund der steigenden Tangentialgeschwindigkeit die Drehzahl entsprechend verringert werden. Einige Implantathersteller geben deswegen reduzierte Drehzahlempfehlungen bei größer werdenden Bohrerdurchmessern. (Straumann, Wieland-Dental) an. Die Herstellerfirma der Keramikbohrer empfiehlt die Bohrer in einem „normalen“ Drehzahlbereich zu verwenden, welcher deutlich oberhalb der von uns verwendeten 60 UPM liegt. In der Studie von SENER et al. wurden die Keramikbohrer mit 1500 UPM verwendet. Hierbei wurde sowohl mit als auch ohne Kühlung experimentiert. Es wurde die Temperatur in 3, 7 und 12 mm Tiefe gemessen. Interessanterweise traten die höchsten Temperaturen in 3 mm Tiefe auf [53]. Bis zu diesem Bereich erstreckt sich die harte Kortikalis des Knochens und sorgt für höhere Temperaturen. Diese Erkenntnis deckt sich mit der bisherigen Literatur. An den tieferen Messpunkten kam es dagegen nicht zu einer Überschreitung der von ALBREKTSSON postulierten 47° C Temperaturgrenze. Einerseits kann dies durch die kürzere Verweildauer des Bohrers in der Tiefe des Knochens und andererseits durch die weniger widerstandsfähige Spongiosa bedingt sein.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

In dieser experimentellen Arbeit wurde die maximale Temperatur (°C) beim Durchbohren eines Probekörpers (halbierte Schweinerippen) mit 6 unterschiedlichen

Bohrern bei den Drehzahlen 60 UPM und 800 UPM gemessen. Zusätzlich wurde die Dauer des Bohrvorgangs (Bohrzeit) aufgezeichnet. Um die individuellen Unterschiede in den natürlichen Probekörpern beurteilen zu können, wurde vor der definitiven Aufbereitung des Probekörpers eine im Durchmesser reduzierte Pilotbohrung durchgeführt. Dabei wurde wie im Hauptversuch die Dauer der Pilotbohrung (2 mm Ø bei 240 UPM und 10 N) registriert. Die Pilotbohrung ist erforderlich, um im Hauptversuch Kernbohrungen zu vermeiden, für die die Bohrer nicht ausgelegt sind.

In die statistische Auswertung der Temperaturdifferenzen und Bohrzeiten wird die Dauer der Pilotbohrung als Maß für die Widerstandsfähigkeit der Probekörper als Kovariate beachtet. Dadurch werden die individuellen Unterschiede der Probekörper, wie Sie in allen natürlichen Materialien vorkommen, mathematisch „egalisiert“. Als Alternative zu der mathematischen Korrektur könnte die Verwendung von genormten industriell gefertigten Probekörpern dienen, welche aber nicht die spezifischen Eigenschaften und das mechanische Verhalten von natürlich gewachsenem Knochen besitzen. Zur Kontrolle wurde abschließend die Kortikalisdicke der einzelnen Probekörper an den verschiedenen Bohrstellen vermessen. Hierbei zeigten sich mit dem *One-way-Anova* Test keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Versuchsbedingungen für die einzelnen Bohrer in der Gruppe mit 60 UPM ($p = 0,969$) und bei 800 UPM ($p = 0,987$). Allerdings gab es Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Die durchschnittliche Kortikalisdicke lag in der Gruppe mit 60 UPM niedriger als in der Gruppe mit 800 UPM. Aufgrund der hohen Anzahl an Probekörpern können nicht alle Schweinerippen von einem Individuum stammen und bei jedem Spendertier scheint die Dicke und Widerstandsfähigkeit der Kortikalis zu variieren. Aus diesem Grund bevorzugen wir in unserem Versuchsaufbau die Zeitmessung der Pilotbohrung als Maß für die individuelle Knochenqualität der Probekörper. Ebenfalls zu beachten sind bei der Bewertung der Ergebnisse die deutlich, bzw. etwas geringeren Durchmesser von Bohrer E (3,1 mm) und F (3,35 mm) im Vergleich zu den Bohrern A-D (3,5 mm).

Ergebnisse bezüglich der Temperaturdifferenz ΔT :

Bei der niedertourigen Bohrung (60 UPM) liegt die Temperaturdifferenz ΔT im Mittel über alle Bohrer bei 15,97°C (SD 4,39°C). Den höchsten Mittelwert zeigt Bohrer C mit 17,1°C (SD 5,1 °C). Den niedrigsten Mittelwert hat Bohrer F mit 14,3°C (SD 2,9 °C).

Bei 60 UPM zeigen sich keine statistisch signifikanten Temperaturunterschiede ($p=0,457$) zwischen den einzelnen Bohrern. Überraschenderweise wirken sich die Unterschiede im Design bei der niedertourigen Drehzahl von 60 UPM nur sehr gering auf die Temperaturentwicklung aus. Bei den niedertourigen Bohrungen ließen sich keine signifikanten Unterschiede in der Temperaturentwicklung feststellen. Die etwas geringeren Bohrerdurchmesser von Bohrer E und F zeigen keine Auswirkung auf die Temperaturentwicklung, da einfach zuwenig Wärme entsteht. Die gesamte eingebrachte Energie ist bei den niedertourigen Bohrungen im Vergleich zu den hohtourigen Bohrungen deutlich geringer und verteilt sich zusätzlich über einen längeren Zeitraum. Dabei hat die entstehende Wärme mehr Zeit, um über Konduktion abzufließen und führt daher nicht zu lokalen Überhitzungen. Die Designunterschiede der Bohrer A-D spielen bei den niedertourigen Bohrungen nur eine sehr untergeordnete Rolle. Es wurden keine statistisch signifikanten Unterschiede gemessen. In wie weit die Wärmeableitung über den Bohrer bzw. das Material des Bohrers eine Rolle spielt, lässt sich anhand unserer Studie nicht klären und gilt es ggf. in weiteren Untersuchungen zu erforschen.

Bei den hohtourigen Bohrungen mit 800 UPM treten dagegen deutlich höhere Temperaturdifferenzen auf, im Mittel 42,69°C (SD 16,43°C). Den höchsten Mittelwert hat Bohrer A: 58,5 °C (SD 17,2°C). Den niedrigsten Mittelwert hat Bohrer E: 26,7 °C (SD 6,7°C).

Neben den allgemein höheren Temperaturen bei 800 UPM im Vergleich zu 60 UPM, zeigen sich auch in Messwerten zwischen den einzelnen Bohrern deutliche Unterschiede. Die univariate Varianzanalyse zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied ($p<0,001$) in der Temperaturdifferenz zwischen den einzelnen Bohrern bei 800 UPM.

Die niedrigsten Temperaturen entwickelten Bohrer B mit 37,0 °C (SD 7,4°C), Bohrer E mit 26,7°C (SD 6,7°C) und Bohrer F mit 31,8°C (SD 4,8°C). Zwischen diesen drei Bohrern gab es keine statistisch signifikanten Unterschiede in der Temperaturdifferenz ΔT . Tendenziell erzeugen Bohrer E und F etwas niedrigere Temperaturen, ursächlich hierfür scheint der etwas kleinere Durchmesser von Bohrer E und F zu sein. Überraschenderweise schneidet Bohrer B, trotz größerem Durchmesser statistisch nicht schlechter ab. Bohrer A, C und D erzeugen nach dem *Post-Hoc-Bonferroni-Paar-Vergleich* statistisch signifikant ($p < 0,01$) höhere Temperaturen. Im Vergleich zur ersten Versuchsreihe spielt das unterschiedliche Bohrerdesign eine wichtigere Rolle bei der Temperaturentwicklung. Zwischen den Bohrern A- D kommt es hierbei zu deutlichen Unterschieden. Bohrer B entwickelt deutlich niedrigere Temperaturen und kann sogar mit den Bohrern E und F, welche einen kleineren Durchmesser besitzen, konkurrieren. Durch die verlängerte Bohrzeit aufgrund eines anderen Schneidekantendesigns wird mehr Energie in Reibung überführt und weniger Energie in den Zerspanungsprozess investiert. Die gemessenen Temperaturen korrelieren positiv mit der Bohrzeit. Hierbei zeigte Bohrer E eine statistisch signifikant kürzere Bohrzeit ($p < 0,01$) im Vergleich zu den Bohrern A, C und D.

Die Zunahme der Temperatur mit steigender Drehzahl wurde bereits 1958 von THOMPSON [22] nachgewiesen. PALLAN [23] bestätigte diese Ergebnisse und wies einen linearen Zusammenhang zwischen Drehzahl und Temperatur nach. REINGEWIRTZ et al. [31] stellte ebenfalls eine positive Korrelation von Drehzahl und Temperatur im Bereich von 400 UPM bis 10000 UPM fest. Die Feststellung, dass mit zunehmender Drehzahl die gemessene Temperatur steigt, kann mit den Ergebnissen aus den vorliegenden Versuchsreihen bestätigt werden. In welchem Bereich dieser Zusammenhang linear verläuft, lässt sich aus der dafür zu geringen Datenlage nicht erkennen, aber eine positive Korrelation zwischen Drehzahl und Temperaturentwicklung scheint eindeutig. Eine genaue Aussage über die Schädlichkeit der gemessenen Temperaturen kann im *in vitro* Versuch nicht gemacht werden. Nach ERIKSSON liegt aber die Temperaturgrenze für die Schädigung von Knochen über eine Dauer von 1 Minute bei 47° C. Addiert man zur physiologischen Knochen-

temperatur den niedrigsten Mittelwert von Bohrer F mit ΔT 14,3°C (SD 2,9 °C) bekommt man eine Knochentemperatur von 51,3°C. Dieser Wert liegt leicht oberhalb der 47°C-Grenze von ERIKSSON. Bei unserem *in vitro* Versuch fehlt die natürliche Mikrozirkulation des lebendigen Knochens, welche einen Teil der erzeugten Wärme abzuleiten vermag [16]. Als zusätzliche Maßnahmen zur Temperaturreduktion können die Verwendung von mehreren kleinen Aufbereitungsschritten bis zur definitiven Größe des Implantatlagers und die von CORDIOLI et al. empfohlene Bohrung mit intermittierender Kraft nützlich sein [73].

Zu beachten ist auch, dass im vorliegenden Experiment alle Bohrungen ohne Wasserkühlung stattfanden und mit Hilfe von randomisierten Probekörpern „gerechte“ Versuchsbedingungen für alle Bohrer geschaffen wurden. Während die Präparation eines Implantatlagers ohne Wasserkühlung bei niedertourigen Drehzahlen *in vivo* durchaus möglich erscheint, sind im Gegensatz dazu Bohrungen mit hohen Drehzahlen ohne ausreichende Kühlung strikt zu vermeiden, da hierbei der Knochen überhitzt und geschädigt wird. Für den Versuch kam es darauf an, die thermische Belastung, gewissermaßen als `worst-case-scenario` zu erfassen, ohne Störung durch weitere Parameter wie Kühlmittelmenge, -temperatur und ähnliches. Die unterschiedlichen Materialien der Bohrer lagen auch nicht im Fokus der Untersuchungen, dennoch scheint das Material des Bohrers bei den niedertourigen Bohrungen keine entscheidende Rolle zu spielen. Keramikbohrer haben eine geringere Wärmeleitung als Metallbohrer und eine geringere Wärmekapazität. Ihnen werden eine geringere Abnutzung und damit höhere Standzeiten attestiert. Die Standfestigkeit der Bohrer wurde in dieser Arbeit nicht untersucht. In der Literatur geht man von einem Verschleiß bei Implantatbohrern aus Metall nach 30-40 Bohrungen aus [39]. Einige Hersteller bieten daher Ein-Patienten-Bohrer an, um optimale Voraussetzungen zu haben. In wie weit sich die Schnittleistung von Keramikbohrern gegenüber Metallbohrern bei einer größeren Anzahl an Bohrungen verhalten würde, gilt es in weiteren Untersuchungen zu klären.

Ergebnisse der Bohrzeiten:

Bei den Bohrzeiten mit 60 UPM wird mit der univariaten Varianzanalyse ein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,01$) festgestellt.

Hierbei zeigt Bohrer E (*Wital*) 5,3 s (SD 1,44 s) die kürzesten Bohrzeiten. Im *Posthoc-Bonferroni-Paar-Vergleich* (Tab. 9) lässt sich trotz der niedrigeren Bohrzeiten ein statistisch signifikanter Unterschied ($p < 0,01$) nur gegenüber Bohrer A, C und D ermitteln. Zwischen Bohrer B, E und F sind die Unterschiede nicht statistisch signifikant. Bei Bohrer A 63,34 s (SD 34,43 s) und Bohrer C 50,53 s (SD 30,39 s), die das gleiche Schneidekantendesign aufweisen, zeigten sich die längsten Bohrzeiten. Dies deutet auf einen schlechteren Zerspanungsprozess im Vergleich zu den anderen Bohrern hin.

Die Bohrzeit von Bohrer B mit 19,47 s (SD 11,38 s) und Bohrer D mit 31,55 s (SD 17,27 s) ist statistisch signifikant kürzer ($p < 0,01$). Die Bohrer besitzen ebenfalls den gleichen Schneidekantenwinkel, unterscheiden sich aber zu A und C in der Größe der „Hobelfläche“ an der Schneidekante. Hierbei handelt es sich genauer um eine Ausspitzung der Querschneide (Abb. 10) um 10° . Dadurch wird ein besserer Knochenabtrag gewährleistet und die benötigte Vorschubkraft reduziert. Bei konstanter Kraft wie im Versuchsaufbau wird die Bohrzeit insgesamt verkürzt. Die Bohrer C und D haben zusätzlich an Ihrer Führungsfase eine Riffellung, was die Kontaktfläche mit der Wand des Bohrkanals verringert, aber im vorliegenden Versuch zu keiner statistisch signifikanten Verkürzung oder Verlängerung bei der Bohrzeit führt. Die Riffelung könnte aber bei Wasserkühlung vorteilhaft sein, um das Kühlmittel zu verteilen.

Bei den Bohrzeiten der Versuche mit 800 UPM zeigt die univariate Varianzanalyse statistisch signifikante Unterschiede ($p < 0,001$) der Bohrzeiten zwischen den einzelnen Bohrern. Die grundsätzliche Verteilung der Bohrzeiten ist bei 800 UPM analog derer bei 60 UPM. Bohrer E mit 0,8 s (SD 0,3 s) scheint den Probekörper am schnellsten zu durchbohren, hat aber gegenüber Bohrer B mit 1,9 s (SD 0,5 s) und Bohrer F mit 1,5 s (SD 0,2) trotz geringeren Durchmessers keinen statistisch signifikanten Vorteil. Bohrer A mit 8,2 s (SD 4,7 s), Bohrer C mit 7,2 s (SD 2,8 s) und Bohrer D mit 3,7 s (SD 1,28 s) benötigen mehr Zeit. Im Vergleich der Bohrzeiten bei

60 UPM und 800 UPM zeigen sich bei 800 UPM erwartungsgemäß deutlich kürzere Bohrzeiten. Bei Erhöhung der Drehzahl reduziert sich die benötigte Zeit, die abgetragene Menge an Knochen pro Zeiteinheit wird erhöht. Diesen Zusammenhang hat BRISMAN [50] bereits beschrieben. Der gleiche Effekt kann durch die Steigerung der axialen Kraft erzielt werden und wurde in früheren Studien registriert [31] [38]. Die Bohrer, die bei 800 UPM die beste Performance zeigen, liegen auch bei 60 UPM vorne.

Ergebnisse der Pilotbohrung:

Mit der Zeitmessung bei den Pilotbohrungen sollte die Homogenität der Probekörper überprüft werden. Es zeigen sich für die Dauer der Pilotbohrungen mit dem *One-way-Anova*-Test keine statistisch signifikanten Unterschiede innerhalb der Gruppen, sowohl bei der niedertourigen Bohrung mit 60 UPM ($p=0,778$), als auch bei der hohtourigen Bohrung mit 800 UPM ($p=0,416$).

Daraus kann man schließen, dass die Randomisierung trotz individueller Unterschiede der Probekörper, ziemlich vergleichbare Versuchsbedingungen für alle Bohrer geschaffen hat. Bei der statistischen Auswertung mittels der einfaktoriellen Varianzanalyse und den anschließenden *Posthoc-Bonferroni-Paar-Vergleichen*, werden die dennoch vorhanden kleinen Unterschiede mathematisch korrigiert, um genauere und übertragbarere Ergebnisse zu erhalten.

Unterschiede in der Dauer der Pilotbohrung wurden zwischen der niedertourigen und der hohtourigen Gruppe festgestellt. Beim Vergleich der Mittelwerte ergaben sich für die Gruppe mit 800 UPM 14,8 s (SD 8,9 s) und in Gruppe mit 60 UPM 9,2 s (SD 3,8 s). Ursächlich hierfür könnte einerseits die Abnutzung des Pilotbohrers nach einer großen Zahl an Bohrungen [41] [39] sein und andererseits die unterschiedliche Härte und Widerstandsfähigkeit der Probekörper, da Aufgrund der Anzahl an Probekörpern nicht alle von demselben Versuchstier stammen können. Diese Unterschiede haben für die Aussagekraft der Ergebnisse keine Bedeutung, da innerhalb der beiden Gruppen eine durch die Randomisierung ausreichend vergleichbare Situation für alle Bohrer geschaffen wurde.

Zusammenfassung

Ziel dieser Studie ist die Untersuchung von konkreten Faktoren auf Seite der Bohrer (Typ, Design, Drehzahl), die einen direkten Einfluss auf die Temperaturentwicklung bei der Implantatbettaufbereitung besitzen. Um die Auswirkung dieser Faktoren messbar zu machen, wurden vergleichende Bohrversuche an Schweinerippen durchgeführt. Die dabei entstehende Temperaturveränderung im Knochen wurde beim Durchtritt des Bohrers mit Hilfe einer Wärmebildkamera gemessen und aufgezeichnet. Die Bohrversuche wurden in zwei Gruppen, eine mit niedertouriger Drehzahl (60 UPM) und die andere mit höhertouriger Drehzahl (800 UPM) bei konstanter axialer Kraft von 10 N ohne Wasserkühlung und randomisiert durchgeführt. Als Bohrer wurden sechs fabrikneue Implantatbohrer der Firmen *Komet*®, *Wital*® und *NobelBiocare*® verwendet. Die Bohrer unterscheiden sich sowohl im Design als auch im Typ. Bei 60 UPM zeigen sich keine signifikanten Unterschiede in der Temperaturentwicklung zwischen den verschiedenen Bohrertypen, dagegen ist die benötigte Zeit für die Bohrung sehr unterschiedlich. Die gemessenen Temperaturen waren bei 60 UPM deutlich niedriger als bei 800 UPM. Die Bohrzeit zeigte bei 60 UPM und 800 UPM statistisch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Bohrern. Auf die gemessene Temperaturdifferenz wirkt sich das Bohrerdesign bei 60 UPM nicht aus, dafür auf die Bohrzeit als Parameter der Schnittleistung. Die Bohrzeit war bei 60 UPM erwartungsgemäß deutlich länger als bei 800 UPM. Bei 800 UPM zeigen sich statistisch signifikante Unterschiede der Temperaturentwicklung zwischen den verschiedenen Bohrertypen. Der Keramikbohrer B von *Komet*® und die Bohrer von *Wital*® und *Nobelbiocare*® erzeugen weniger Wärme. Die Keramikbohrer A, C und D entwickeln aufgrund eines anderen Designs mit daraus resultierender längerer Bohrzeit statistisch signifikant höhere Temperaturen bei 800 UPM. Keramikbohrer B besitzt eine ähnlich niedrige Temperaturentwicklung ohne statistisch signifikanten Unterschied wie die Implantatbohrer aus Metall trotz deren geringfügig kleineren Durchmessers. Die Unterschiede in der Bohrzeit und Temperaturentwicklung scheinen Material unabhängig zu sein und werden maßgeblich vom Design des Implantatbohrers beeinflusst.

6 Literatur

1. Koeck, B., Wagner, W. , *Implantologie*. Praxis der Zahnheilkunde, ed. W. Wagner. Vol. 13. 2004, München: Elsevier.
2. Brånemark, P., Breine, U., Lindström, J., Adell, R., Hansson, BO., *Intraosseous anchorage of dental protheses. I. Experimental studies*. Scand J Plast Reconst Surg 1969. 3: p. 81-100.
3. Lundskog, J., *Heat and bone tissue. An experimental investigation of the thermal properties of bone and threshold levels for thermal injury*. Scand J Plast Reconst Surg, 1972. 9: p. 1-80.
4. Matthews, L.H., *Temperatures measured in human cortical bone when drilling*. J Joint Bone Surg., 1972. 54: p. 297-308.
5. Bonfield, W., Li, C. H., *The temperature dependence of the deformation of bone*. J Biomech, 1968. 1(4): p. 323-9.
6. Eriksson, A., Albrektsson, T., Grane, B., & Mcqueen, D. , *Thermal injury to bone :A vital-microscopic description of heat effects*. Int J Oral Surg, 1982. 11: p. 115-121.
7. Eriksson, A., Albrektsson, T., *Temperature threshold levels for heat-induced bone tissue injury: A vital-microscopic study in the rabbit*. . The Journal of Prosthetic Dentistry, 1983 Jul. 50(1): p. 101-107.
8. Eriksson, R.A., Albrektsson, T., *The Effect of Heat on Bone Regeneration: An Experimental Study in the Rabbit Using the Bone Growth Chamber*. Journal Oral Maxillofacial Surgery, 1984 Nov. 42(11): p. 705-711.
9. Albrektsson, T., *The Healing of Autologous Bone Grafts After Varying Degrees of Surgical Trauma*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1980 Aug. 62(3): p. 403-410.
10. Adell, R., Lekholm, U., Rockler, B., Brånemark, P-I., *A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw*. International Journal of oral Surgery 1981. 10: p. 387-416.
11. Schröder, A., *Coated hollow cylinder implants: previous experimental and clinical observations*. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd, 1979. 89: p. 1136-1137.
12. Jacobsson, M.A., *Resultate des Brånemark-Implantats*. Z Zahnärztl Implantol 1988. IV: p. 165-166.
13. Mittasch, A., *Wesentliches und Abseitiges zur Geschichte der „katalytischen Kraft“*. In: Die Chemie. Vol. 55. 1942.

14. Jakubke, H.-D., Jeschkeit, Hans., *Aminosäuren, Peptide, Proteine*. 1982, Weinheim: Verlag Chemie.
15. Hamperl, H., *Lehrbuch der allgemeinen Pathologie und der pathologischen Anatomie*. Vol. 28. 1968, Berlin- Heidelberg: Springer.
16. Leunig, M., Hertel, R., *Thermal Necrosis After Tibial Reaming for Intramedullary Nail Fixation*. The Journal of Bone and Joint Surgery, 1996. 78-B(4): p. 584-587.
17. Zollinger, U., *Lehrbuch der pathologischen Anatomie*. Vol. Bd. I. 1968, Stuttgart: Thieme Verlag.
18. D'Hoedt, B., Ney, Th., Möhlmann, H., Luckenbach, A. , *Temperaturmessungen mit Hilfe der Infrarottechnik bei enossalen Fräsungen für dentale Implantate*. Z Zahnärztl Implantol, 1987. 3: p. 123-130.
19. Watanabe, F., et al., *Heat Distribution in Bone During Preparation of Implant Sites: Heat Analysis by Real-Time Thermography*. International Journal of Oral Maxillofacial Implant, 1992. 7: p. 212-219.
20. Benington, I.C., Biagioni, P.A., Crossey, P.J., Hussey, D.L., Sheridan, S., Lamey, P.J., *Temperature changes in bovine mandibular bone during implant site preparation: an assessment using infra-red thermography*. Journal of Dentistry, 1996. 24(NO.4): p. 263-267.
21. Kim, S.-J., Yoo, J., Kim, Y.-S., & Shin, S.-W. , *Temperature change in pig rib bone during implant site preparation by low-speed drilling*. J. Appl. Oral Sci., 2010. 18(5).
22. Thompson, H., *Effect of drilling into bone*. J Oral Surg 1958. 16: p. 22.
23. Pallan, G., *Histological changes in bone after insertion of skeletal fixation pins*. J Oral Surg, 1960. 18: p. 400- 407
24. Eichler, J., Berg, R., *Influence of temperature on the compact bone substance during drilling, thread cutting and insertion of bone screws*. Z Orthop Ihre Grenzgeb, 1972. 110(6): p. 909-13.
25. Tetsch, P., *Development of raised temperature after osteotomies*. J Maxillofac Surg, 1974. 2(2-3): p. 141-5.
26. Lavelle, C.W., *Effects of internal irrigation on frictional heat generated from bone drilling*. J Oral Maxillofac surg, 1980. 38: p. 499-503.
27. Eriksson, A.R., Albrektsson, T., Albrektsson, B., *Heat caused by drilling cortical bone. Temperature measured in vivo in patients and animals*. Acta Orthop Scand, 1984. 55(6): p. 629-31.

28. Matthews, L.S., C.A. Green, and S.A. Goldstein, *The thermal effects of skeletal fixation-pin insertion in bone*. J Bone Joint Surg Am, 1984. 66(7): p. 1077-83.
29. Eriksson, R., Adell, R., and *Temperatures during drilling for the placement of implants using the Osseointegration technique*. J Oral Maxillofac Surg 1986. 35: p. 968-973.
30. Abouzgia, M.J., *Temperature rise during drilling through bone*. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants 1997. 12(3): p. 342-353.
31. Reingewirtz, Y., S. Szmukler-Moncler, and B. Senger, *Influence of different parameters on bone heating and drilling time in implantology*. Clinical Oral Implants Research, 1997. 8: p. 189-197.
32. Jochum, R.M., Reichart, P. A., *Influence of multiple use of Timedur-titanium cannon drills: thermal response and scanning electron microscopic findings*. Clin Oral Implants Res, 2000. 11(2): p. 139-43.
33. Ercoli, C., Funkenbusch, P. D., Lee, H. J., Moss, M. E., Graser, G. N., *The influence of drill wear on cutting efficiency and heat production during osteotomy preparation for dental implants: a study of drill durability*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2004. 19(3): p. 335-49.
34. Augustin, G., Davila, S., Mihoci, K., Udiljak, T., Vedrina, D. S., Antabak, A., *Thermal osteonecrosis and bone drilling parameters revisited*. Arch Orthop Trauma Surg, 2008. 128: p. 71-77.
35. Monitoring, M.K.f.C. *IRO InfrarotmesstechnikGrundlagen*. [cited; 8-34]. Available from: http://portal.tugraz.at/portal/page/portal/Files/i5110/files/Forschung/Thermophysik/IR_Scriptum_Messfeld_nbn_web.pdf.
36. Temp-Web.de. *IR-Thermografie*. 2010 [cited 2011 15.6.2011]; Available from: http://www.temp-web.de/cms/front_content.php?idcat=250.
37. Donath, K., Kirsch, A. , *Welche Bedeutung hat die primäre Stabilisation von Implantaten für die ossäre Integration während der Einheilphase?* . Z. zahnärztl. Implantol, 1986. 2: p. 11-17.
38. Fuchsberger, A., *Spiralbohreroptimierung für den Einsatz in der Medizin*. Z. Orthop, 1987. 125: p. 290-297.
39. Hout, D., *Mechanische und elektronenmikroskopische Untersuchungen zum Verschleiß von Implantatbettaußereitungsinstrumenten*, in *Klinik- und Poliklinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten* 2005, Universität Würzburg: Würzburg.

40. Straumann. *Basisinformationen zu den Chirurgischen Verfahren*. 2011
[cited; Available from:
http://www.straumann.de/15x_754_surgical_procedure.pdf
41. Fuchsberger, A., *Die Schädigende Temperatur bei der spanenden Knochenbearbeitung*. Unfallchirurgie, 1988. 14: p. 173-183.
42. Lentrodt, J., Bull, H.G., *Tierexperimentelle Untersuchung zur Frage der Knochenregeneration nach Bohrvorgängen im Knochen*. Dtsch Zahnärztl Z 1976. 31: p. 115-124.
43. Kebernik, M., *Charakterisierung der mechanischen Eigenschaften der Schrauben–Knochen–Verbindung im kortikalen Knochen*. 2005, Universität Ulm: Ulm. p. 102.
44. Rössler, H.R., Wolfgang, *Orthopädie und Unfallchirurgie mit StudentConsult-Zugang*, ed. H.R. Rössler, Wolfgang. Vol. 19. 2005: Urban & Fischer.
45. Mosekilde, L., *Age-related changes in bone mass, structure, and strength--effects of loading*. Z Rheumatol, 2000. 59 Suppl 1: p. 1-9.
46. Hayes, W., *Biomechanics of cortical and trabecular bone: Implications for assessment of fracture risk*. Basic Orthopaedic Biomechanics, ed. H.W. Mow VC. 1991, New York: Raven Press.
47. Rahn, B., *Knochengewebe*. Benninghoff Anatomie, ed. S. J. Vol. 14. 1985, München Wien Baltimore: Urban und Schwarzenberg.
48. Lekholm, U., Zarb, G.A., *Patientenselektion und Aufklärung der Patienten*. Gewebeintegrierter Zahnersatz, ed. Z. Brånemark P-I, G.A. Albrektsson, T. 1985, Berlin-Chicago-London-Rio de Janeiro-Tokio: Quintessenz Verlag.
49. Misch, C.E. and K.W. Judy, *Classification of partially edentulous arches for implant dentistry*. Int J Oral Implantol, 1987. 4(2): p. 7-13.
50. Brisman, D.L., *The Effect of Speed, Pressure, and Time on Bone Temperature During the Drilling of Implant Sites*. International Journal of Oral Maxillofacial Implants, 1996. 11: p. 35-37.
51. Kirschner, H.B., *Thermometrische Untersuchung mit innen-, und ungekühlten Bohrern an Kieferknochen und Zähnen*. Dtsch Zahnärztl Z 1984. 39: p. 30-32.
52. Benington, I.C., Biagioni, P., Briggs, J., Sheridan, S., Lamey, P.-J., *Thermal changes observed at implant sites during internal and external irrigation*. Clin Oral Implants Res, 2002. 13(3): p. 293-7.
53. Sener, B.C., et al., *Effects of irrigation temperature on heat control in vitro at different drilling depths*. Clin Oral Implants Res, 2009. 20(3): p. 294-8.

54. BIOMET3i. *Chirurgisches Handbuch*. 2011 [cited 2011; Available from: <http://www.biomet3i.com/>].
55. NobelBiocare. *Reinigung und Sterilisation chirurgischer und prothetischer Instrumente – mehrfach verwendbare Bohrer*. 2011 [cited 2011 15.6.2011]; Available from: <http://www.nobelbiocare.com/de/resourceLibrary/sterilizationguidelines/dHlwZT1PUkcmcVjb3JkSWQ9UFJPRE1UUkxfMDAwNDczNF8xJmxhbmd1YWdlPWRLg mt.>
56. Milberg, J., Fuchsberger, A. , *Möglichkeiten zur Verminderung der thermischen Schädigung des Knochens beim Einsatz von Spiralbohrern in der Osteosynthese* Biomedizinische Technik, 1984. 29(12): p. 309-317.
57. *Grafik Spiralbohrer*. Montag, 29. Januar 2001 19:35:22 [cited 2011 15.6.2011]; Available from: <http://www.lfs-lambach.eduhi.at/schwein/technik/spiralbohrer/bohrer1.jpg>.
58. *Grafik Spiralbohrer Drallwinkel/Spitzenwinkel*. [cited; Available from: <http://wapedia.mobi/thumb/3ad1500/de/max/1440/1800/Bohrerseite.jpg?format=jpg%2Cpng%2Cgif&ctf=0?format=jpg,png,gif&loadexternal=1>].
59. Wahlmann, U. 2010: Regensburg. Persönliche Mitteilung
60. Grafik-Trispade-Bohrer. *Enhanced cutting drill tip for endosseous implants*. 2011 [cited; Available from: (<http://www.wikipatents.com/US-Patent-5569035/enhanced-cutting-drill-tip-for-endosseous-implants>)
61. Kay, J., Gilman, L., May, TC., *The tri-spade drill for endosseous dental implant installation*. J Oral Implantol, 1991. 17(4): p. 424-8.
62. Pfannenstiel, H., Kantzow, H., *Die Technik des Fräsens*. Vol. Auflage: 2.A. 1993: Neuer Merkur Verlag.
63. *Grafik Kanonenbohrer*. [cited; Available from: http://www.tiefbohren.info/Buchstabe_K/Kanonenbohrer/kanonenbohrer.html].
64. Fuchsberger, A., *Verschiedene Bohrwerkzeuge zur spanenden Knochenbearbeitung im Vergleich*. Z Zahnärztl Implantologie, 1987. III: p. 267-281.
65. Gaertner, C., Büchter, A., Gehrke, S. Kleinheinz, J. , *Klinischer Einsatz von Knochenfräsen und Implantatbohrern aus Hochleistungsmischkeramik*. Quintessenz Oralchirurgie, 2005. 56(4): p. 325-332.

66. Friberg B, S.L., *Evaluation of bone density using cutting resistance and microradiography: an in vitro study in pig ribs*. Clin Oral Implants Res, 1995. 6(3): p. 164-171.
67. Misic, T., Markovic, A., Todorovic, A., Colic, S., Miodrag, S., Milicic, B., *An in vitro study of temperature changes in type 4 bone during implant placement: Bone condensing versus bone drilling*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 2010 Jul. 112(1): p. 28-33.
68. Trotec GMBH, *Bedienungsanleitung Wärmebildkameras IC-Serie*. 2009.
69. HepcoMotion. *UtiliTrak Linear Guide*. Produktkatalog 2010 [cited; Available from: <http://www.hepcomotion.com/de/-utilitrak%C3%A2%C2%AE-u-profil-schiene-in-leichtbauweise-pg-16-get-108>].
70. Krummenauer, F., Wojciechowski, C., Baulig, C., Al-Nawas, B., *Boxplots – die flexible Alternative zum „Antennen-Bildchen“*. Z Zahnärztl Impl 2007. 23(4).
71. Brosius, F., *SPSS 8 Professionelle Statistik unter Windows*. Vol. 2011. 1998: International Thomson Publishing. 1000.
72. Bachus, K.N., Rondina, M. T., Hutchinson, D. T., *The effects of drilling force on cortical temperatures and their duration: an in vivo study*. Medical Engineering Physics, 2000. 22: p. 685-691.
73. Cordioli, G., Majzoub, Z. , *Heat generation during implant site preparation: An in vitro study*. The international Journal of Oral & Maxillofacial Implants, 1997. 12(2): p. 186-193.

Lebenslauf

Persönliche Informationen:	<ul style="list-style-type: none">▪ Name: Ulrich Peter Bastian Haid▪ Familienstand: ledig▪ Nationalität: Deutsch▪ Alter: 27▪ Geburtsort: 02.09.1984 in Tübingen▪ Eltern: Dr. Winfried Haid und Gisela Haid (geb. Scham)
Bildung:	<p>1991-1995 Grundschule Nehren</p> <p>1995-2004 Karl von Frisch Gymnasium Dusslingen</p> <p>Juli 2004 Erlangung der Allgemeinen Hochschulreife in Baden-Württemberg</p> <p>2005 Auslandsaufenthalt in Australien</p> <p>September 2006 Vorphysikum im Studienfach Zahnmedizin an der Universität Regensburg</p> <p>April 2008 Physikum im Fach Zahnmedizin an der Universität Regensburg</p> <p>Juli 2010 Anmeldung zum Staatsexamen im Studienfach Zahnmedizin an der Universität Regensburg</p> <p>22. Nov 2010 Letzte Prüfung im Staatsexamen</p> <p>Oktober 2005 - November 2010 Zahnmedizinstudium in Regensburg</p> <p>17.12.2010 Erteilung der Approbation durch die Regierung von Oberbayern</p> <p>Seit 1.4.2011 Tätigkeit als Vorbereitungsassistent</p>

Danksagung:

Vielen Dank an meine Eltern für die tolle Unterstützung, ihr seid die besten!

Auch meinem Großvater und Anne möchte ich für die Unterstützung danken.